

VŠB - Technická univerzita Ostrava

Fakulta elektrotechniky a informatiky

Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Modelování a analýza modelů kardiovaskulárního a
respiračního systému**

Modeling and Analysis of Cardiovascular and Respiratory Systems

2013

David Škandera

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **David Škandera**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Modelování a analýza modelů kardiovaskulárního a respiračního systému**
Modeling and Analysis of Cardiovascular and Respiratory Systems

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se se základními pojmy z oblasti modelování.
2. Seznámení se s problematikou modelování kardiovaskulárního a respiračního systému.
3. Simulace činnosti kardiovaskulárního a respiračního systému ve zvoleném simulačním prostředí.
4. Analýza vytvořeného modelu.
5. Zhodnocení, závěr.

Seznam doporučené odborné literatury:

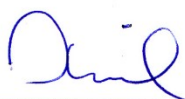
- [1] ECK, Vladimír a Miroslav RAZÍM . *Biokybernetika*. Vyd. 1. Praha: ČVUT, 1996. iv, 150 s. ISBN 80-01-01445-2.
- [2] HOLČÍK, Jiří. *Modelování a simulace biologických systémů*. Vyd. 1. V Praze: Nakladatelství ČVUT, 2006. 133 s. ISBN 80-01-03470-4.
- [3] PAZOUREK, Jaroslav. *Simulace biologických systémů*. Praha: Grada Publishing, 1992, 284 s. ISBN 80-85623-13-7.
- [4] POTŮČEK, Jiří. *Metodologie modelování biologických systémů*. Vyd. 1. Praha : České vysoké učení technické, 2009. 191 s. ISBN 978- 80-01-04412-4.
- [5] BATZEL, Jerry J., Franz KAPPEL, Daniel SCHNEDITZ a Hien T. TRAN. *Cardiovascular and Respiratory Systems: Modeling, Analysis, and Control*. Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics, c2007. xix, 274 s. ISBN 978-0-89871-617-7.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Štěpán Ožana, Ph.D.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry

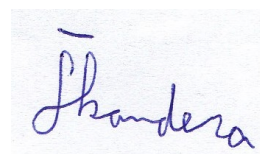


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě 7. května 2013



.....
David Škandera

Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval panu Ing. Štěpánu Ožanovi, Ph.D. za vstřícný přístup, ochotu a cenné rady, které mi poskytl, v průběhu zpracování bakalářské práce.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou modelování kardiovaskulárního systému (regulovaného baroreceptorovou smyčkou) s využitím několika parametrů systému respiračního. Popisuje princip funkce kardiovaskulárního systému v závislosti na ergometrické zátěži, vytvoření matematického modelu a jeho realizaci v programu Matlab – Simulink. V práci jsou demonstrovány výsledky simulace systému na skokovou změnu koncentrace kyslíku v arteriální krvi a lineární zvyšování zátěže.

Klíčová slova

Kardiovaskulární systém, Baroreceptorová smyčka, Ergometrická zátěž, Respirační systém

Abstract

This Bachelor Thesis deals with the modeling of the cardiovascular system (regulated baroreceptor loop) using several parameters of respiratory system. It describes the principle functions of the cardiovascular system under an ergometric workload, a mathematical model and its implementation in Matlab - Simulink. It also deals with a description of the reaction of the system to a step change in oxygen concentration in arterial systemic blood and linear increase of the workload.

Key words

Cardiovascular system, Baroreceptor loop, Ergometric workload, Respiratory system

Seznam použitých symbolů

$\alpha_l, \beta_l, \gamma_l$	Koeficienty kontraktility levé komory	$[\text{min}^{-2}], [\text{mmHg}/\text{min}], [\text{min}^{-1}]$
$\alpha_r, \beta_r, \gamma_r$	Koeficienty kontraktility pravé komory	$[\text{min}^{-2}], [\text{mmHg}/\text{min}], [\text{min}^{-1}]$
ρ	Konstanta ve vzorci pro metabolickou rychlost	$[\text{l}/(\text{min} \cdot \text{W})]$
A_{pesk}	Konstanta ve vzorci pro systémový odpor	$[(\text{mmHg} \cdot \text{min})/\text{l}]$
c	Konstanta souladu	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_{ap}	Konstanta souladu arteriálního plicního oddílu	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_{as}	Konstanta souladu arteriálního systémového oddílu	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_l	Konstanta souladu relaxované levé komory	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_r	Konstanta souladu relaxované pravé komory	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_{vp}	Konstanta souladu žilního plicního oddílu	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_{vs}	Konstanta souladu žilního systémového oddílu	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
C_{a,O_2}	Koncentrace kyslíku v arteriální systémové krvi	
C_{v,O_2}	Koncentrace kyslíku v žilní systémové krvi	
F	Krevní průtok	$[\text{l}/\text{min}]$
F_p	Pulmonární krevní průtok	$[\text{l}/\text{min}]$
F_s	Systémový krevní průtok	$[\text{l}/\text{min}]$
H	Tepová frekvence	$[\text{min}^{-1}]$
k	Koeficient v Bazzetově vzorci	
K	Konstanta ve vzorci pro biochem. energ. průtok	$[\text{l}]$
M_0	Rychlost metabolismu při nulovém zatížení	$[\text{l}/\text{min}]$
M_b	Anareobní energetický tok	$[\text{l}/\text{min}]$
M_t	Rychlost metabolismu tkání	$[\text{l}/\text{min}]$
P	Tlak	$[\text{mmHg}]$
P_a	Krevní tlak v arteriích	$[\text{mmHg}]$
P_{ap}	Krevní tlak v pulmonárních arteriích	$[\text{mmHg}]$
P_{as}	Krevní tlak v systémových arteriích	$[\text{mmHg}]$
P_v	Krevní tlak v žilách	$[\text{mmHg}]$
P_{vp}	Krevní tlak v pulmonárních žilách	$[\text{mmHg}]$
P_{vs}	Krevní tlak v systémových žilách	$[\text{mmHg}]$
Q_{co}	Srdeční výdej	$[\text{l}/\text{min}]$
Q_l	Srdeční výdej levé komory	$[\text{l}/\text{min}]$
Q_r	Srdeční výdej pravé komory	$[\text{l}/\text{min}]$
R	Odpor	$[(\text{mmHg} \cdot \text{min})/\text{l}]$
R_p	Odpor v periferním pulmonárním bloku	$[(\text{mmHg} \cdot \text{min})/\text{l}]$
R_s	Odpor v periferním systémovém bloku	$[(\text{mmHg} \cdot \text{min})/\text{l}]$
R_v	Pulmonární vaskulární odpor	$[(\text{mmHg} \cdot \text{min})/\text{l}]$
S	Kontraktilita komory	$[\text{mmHg}]$
S_l	Kontraktilita levé komory	$[\text{mmHg}]$
S_r	Kontraktilita pravé komory	$[\text{mmHg}]$
t_d	Doba procesu plnění	$[\text{s}]$
V	Objem	$[\text{l}]$

V_0	Klidový objem relaxované komory	[1]
V_{dias}	End-diastolický objem komory	[1]
V_{diasl}	End-diastolický objem levé komory	[1]
V_{diasr}	End-diastolický objem pravé komory	[1]
V_{str}	Střední objem komory	[1]
V_{strl}	Střední objem levé komory	[1]
V_{strr}	Střední objem pravé komory	[1]
V_{sys}	End-systolický objem komory	[1]
V_{sysl}	End-systolický objem levé komory	[1]
V_{sysr}	End-systolický objem pravé komory	[1]
V_{tot}	Celkový objem krve	[1]
V_u	Klidový objem	[1]
W	Zátěž	[W]

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Matematický model.....	2
2.1	Definice matematického modelu.....	2
2.2	Formální popis systému.....	2
2.3	Kompartmentové modely, kompartmentová analýza.....	2
2.3.1	Kompartment.....	2
2.3.2	Částice.....	2
2.3.3	Vstup kompartmentu.....	2
2.3.4	Výstup kompartmentu.....	2
2.3.5	Multikompartmentový systém.....	3
3	Fyziologická a anatomická část.....	3
3.1	Úloha kardiovaskulárního systému.....	3
3.2	Srdce a krevní oběh.....	3
3.3	Systola.....	5
3.4	Diastola.....	6
3.5	Frank-Starlingův mechanismus.....	7
3.6	Regulační smyčky.....	8
4	Teoretická část modelování – matematický popis.....	9
5	Praktická část – návrh řešení.....	17
5.1	Matlab.....	17
5.1.1	Definice Matlabu.....	17
5.1.2	Simulink.....	17
5.1.3	Použité prvky Simulinku.....	17
5.2	Popis jednotlivých kompartmentů.....	18
5.2.1	Blok celkového objemu krve.....	18
5.2.2	Blok zátěže – metabolická kontrola.....	19
5.2.3	Blok regulační smyčky baroreceptoru.....	20
5.2.4	Systémový periferní blok.....	22
5.2.5	Blok levého srdce.....	22
5.2.6	Arteriální systémový blok.....	25
5.2.7	Žilní systémový blok.....	26
5.2.8	Pulmonární periferní blok.....	27

5.2.9	Blok pravého srdce.....	28
5.2.10	Žilní pulmonární blok	30
5.2.11	Arteriální pulmonární blok.....	31
5.3	Nahrání hodnot.....	32
5.4	Výsledky	32
6	Analýza výsledků	33
6.1	Použité hodnoty, srovnání výsledných a očekávaných hodnot	33
6.2	Experiment 1: Změna koncentrace okysličení arteriální krve - C_{a,O_2}	35
6.3	Experiment 2: Lineární zvyšování zátěže -W.....	37
7	Závěr.....	40
8	Zdroje	41
8.1	Literatura.....	41
8.2	Seznam tabulek.....	41
8.3	Seznam obrázků	42
9	Přílohy	i

1 Úvod

Kardiovaskulární a respirační systém patří mezi jedny z nejdůležitějších systémů v lidském těle. Z důvodu obsáhlé problematiky je tato práce zaměřena převážně na kardiovaskulární systém, avšak z respiračního systému přejímá některé parametry.

Úlohou kardiovaskulárního systému je uspokojení požadavků jednotlivých tkání a buněk na zásobení kyslíkem, živinami, hormony a enzymy, které řídí buněčné funkce a odvod koncových produktů metabolismu (např. odvod CO_2 zpět do plic nebo odvod odpadních látek do ledvin). Zprostředkovává obranu organismu proti choroboplodným zárodkům – tvorbou protilátek a mechanickým zničením. A v konečné fázi, kardiovaskulární systém vytváří a udržuje stálé vnitřní prostředí. Proto je tento systém také skvělým ukazatelem zdraví a fyzické kondice jedince.

Cílem této bakalářské práce je náhled do problematiky modelování biologických signálů. Vytvoření, co možná nejpresnějšího matematického modelu výše zmiňovaného kardiovaskulárního systému a jeho realizaci v programu Matlab pro simulaci systému při změnách zvolených parametrů a sledování jeho celkové reakce. Model je regulován baroreceptorovou smyčkou, která je jednou z nejdůležitějších globálních regulačních smyček, pokud jde o krátkodobé regulace kardiovaskulárního systému. Baroreceptory jsou nervová zakončení, která jsou mechanoreceptory reagující na roztahování stěn tepen, a reagují tak nepřímo na změny tlaku v tepnách.

Dalším cílem této práce je provedení dvou simulačních experimentů: vliv změny koncentrace kyslíku v arteriální krvi a vliv rostoucí zátěže na kardiovaskulární systém a vyhodnocení výsledků.

2 Matematický model

2.1 Definice matematického modelu

Vytvářením systému budeme směřovat k matematickému vyjádření určitých podstatných vlastností biologického objektu. K tomu je třeba definovat systém jako soubor matematicky vyjádřených funkcí mezi vhodně zvolenými veličinami, které charakterizují jeho chování. [3]

2.2 Formální popis systému

Formální popis používá pro vyjádření vztahů mezi prvky systému a hodnotami jejich proměnných matematický zápis (diferenciální, nebo diferenční rovnice, logická pravidla, atd.). Tento způsob popisu umožňuje snadnou kontrolu úplnosti, konzistence a jednoznačnosti modelu. [2]

Matematické prostředky se různí podle:

- Typu časové základny (spojité, diskrétní, nezávislé na časovém měřítku)
- Charakteru proměnných (spojité, diskrétní, logické)
- Deterministického charakteru proměnných a parametrů
- Vztahu k okolí (autonomní, neautonomní)
- Proměnnosti parametrů (lineární, nelineární, časově proměnné)
- Vztahu k minulosti (s pamětí, bez paměti)
- Vnější popis (vstupní, výstupní)
- Vnitřní popis (stavový)

2.3 Kompartmentové modely, kompartimentová analýza

Kompartimentová analýza slouží pro sestavování formálního matematického popisu pomocí soustavy běžných diferenciálních rovnic. Kompartimentové modely předpokládají, že látka, jejíž dynamiku uvnitř systému sledujeme, se v daném systému nachází v diskrétních oblastech – kompartimentech. [2]

2.3.1 Kompartiment

Kompartiment je určitá zóna daného systému, jejíž částice téhož typu jsou podrobeny působení stejných vlivů (procesů). Zóna je definována fyziologickou oblastí nebo prostorem, jako je např. krev, kostní dřev, celé lidské tělo, nebo jeho subsystémy, apod. Kompartiment je homogenní, z kinetického hlediska odlišitelný prostor. [2]

2.3.2 Částice

Částicemi (látkou) rozumíme elementy téhož typu, či chemického složení (červené krvinky, bílkoviny), které podléhají témuž řízení, procesům, transformacím a pohybu. [2]

2.3.3 Vstup kompartmentu

Vstup kompartmentu je reprezentován přivedením sledované substance z jeho okolí nebo syntézou těchto částic uvnitř kompartmentu. [2]

2.3.4 Výstup kompartmentu

Výstup kompartmentu může být spojen s pohybem částic mimo prostor kompartmentu, nebo jejich transformací do jiné formy. [2]

2.3.5 Multikompartmentový systém

Multikompartmentový systém se skládá z navzájem propojených dílčích kompartmentů. [2]

3 Fyziologická a anatomická část

3.1 Úloha kardiiovaskulárního systému

Základní úkolem kardiiovaskulárního systému je, uspokojení požadavků metabolismu a individuálních buněk na O_2 a ostatní složky. Zároveň dochází k odstranění CO_2 a dalších koncových produktů metabolismu. Dále, kardiiovaskulární systém dopravuje hormony a enzymy, které řídí buněčné funkce. Pro splnění těchto úkolů, je krev čerpána do srdce prostřednictvím dvou cévních oběhů: plicní oběh, který transportuje krev do plic a systémový oběh, který transportuje krev do tkání.

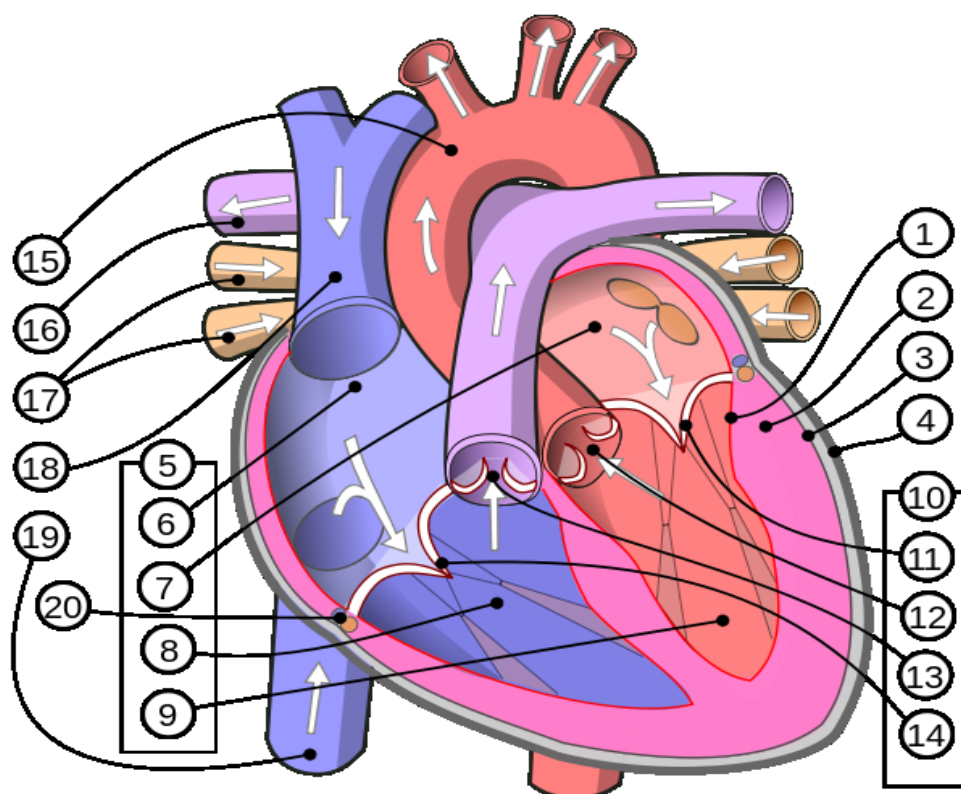
[5]

3.2 Srdce a krevní oběh

Srdce se skládá ze čtyř dutin: síní a komor. Síně efektivně zásobují komory, které slouží jako primární čerpadla, generující tok krve skrz systém. Pravá síň a pravá komora společně pracují jako jednotné čerpadlo a stejně tak pracuje i levá síň a levá komora. Pro jednoduchost se budeme na pravou síň a pravou komoru odkazovat, jako na **pravou část srdce** (pravé srdce) a podobně na levou síň a levou komoru – **levé srdce**. Levé srdce přijímá krev přicházející z plic, která je bohatá na O_2 a čerpá ji do aorty, první cévy tepenného stromu, který distribuuje krev všem oblastem těla. Cévy se rozbíhají postupně od větších k menším systémovým cévám a dále k systémovým tepénkám dolů k systémovým kapilárám. [5]

V kapilárách dochází k předání O_2 buňkám a odstranění konečných metabolických produktů, zejména CO_2 . Krev, obohacená o CO_2 a ochuzená o O_2 , opouští systémové kapiláry a vstupuje do žilního systému, ze kterého vstupuje do pravé síně přes žíly postupně zvětšujícího se průměru (venuly, žíly, horní a dolní dutá žíla). Pravá komora čerpá krev do plicnice a plicního arteriálního stromu, který distribuuje krev do alveolární oblasti plic. V plicních kapilárách je CO_2 odstraněn a O_2 vstupuje do krve. Krevní tok opouští tuto oblast skrz plicní žíly do levé síně. Za klidových podmínek trvá jeden oběh přes plicní a systémový okruh asi jednu minutu. [5]

Cévy systémového oběhu mohou být seskupeny podle jejich celkového účinného průřezu, nebo ekvivalentu, vyplývajícího z rychlosti proudění a odpovídajícího poklesu tlaku. Podél aorty a velkých a malých tepen se celková plocha průřezu moc nemění a odpovídá rychlosti proudění, která se snižuje jen mírně (z asi 0,2 [m/sec] na 0,15 [m/sec]). Zároveň se průměrný krevní tlak sníží z asi 100[mmHg] na 90[mmHg]. To znamená, že odpor proti krevnímu toku v této části systémového oběhu je velmi malý. Hlavní pokles tlaku v systémovém oběhu nastává v arteriolách, které mají průměr menší než 30 - 50 [μm]. V důsledku toho je odpor proti krevnímu toku vysoký. Navíc, se tento odpor může značně měnit zúžením a rozšířením cév, jejichž stěny obsahují hladká svalová vlákna, která svým napětím mohou redukovat průměr cévy. To umožňuje kontrolu prokrvení jednotlivých orgánů a tkání podle jejich metabolických potřeb. V oblasti arteriol je obrovské zvýšení celkové plochy příčného průřezu až na 0,3 [m²], což znamená, že rychlost proudění se v kapilárách snižuje na asi 0,5 [mm / s]. Proto, tam je dostatečný čas pro výměnné procesy s mezibuněčným prostorem (O_2 , CO_2 , metabolitů, tekutin, atd.) napříč stěnami kapiláry, které poskytují obrovský povrch pro tyto výměny. [5]



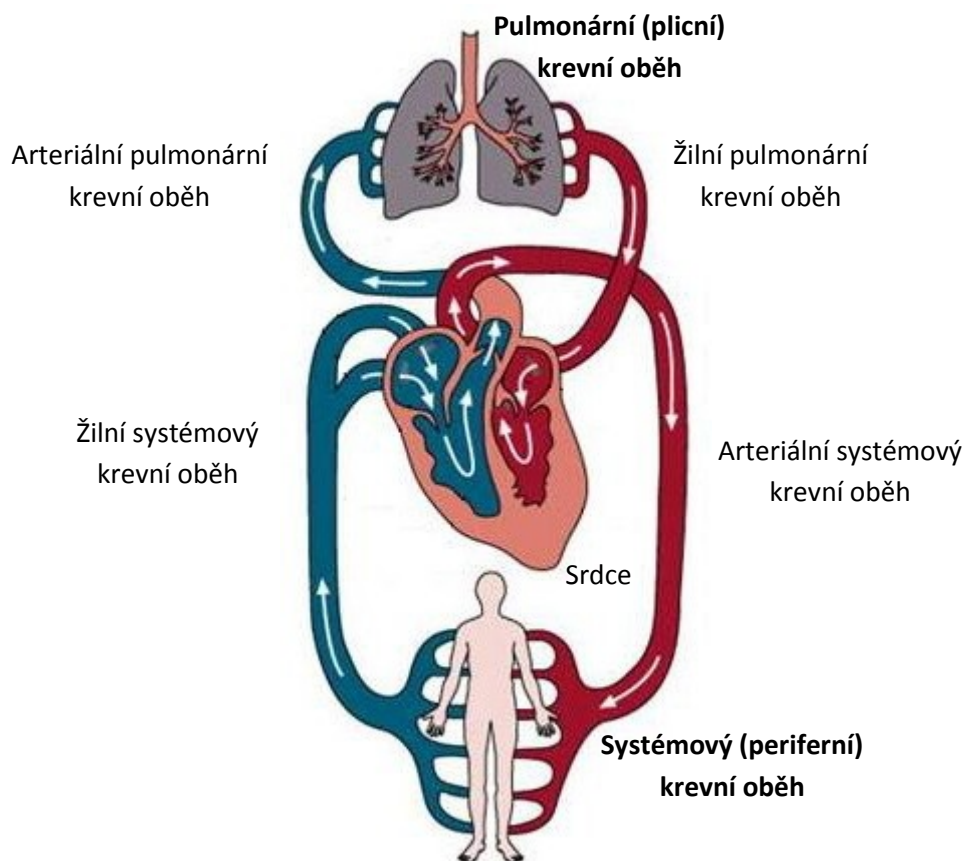
Obrázek 1: **Schéma srdce:** 1 – endokard; 2 – myokard; 3 – epikard; 4 – perikard; 5 – srdeční dutiny; 6 – pravá síň; 7 – levá síň; 8 – pravá komora; 9 – levá komora; 10 – srdeční chlopně; 11 – mitrální chlopěň; 12 – aortální chlopěň; 13 – pulmonální chlopěň; 14 – trikuspidální chlopěň; 15 – oblouk aorty; 16 – pravá plicní tepna; 17 – pravé plicní žíly; 18 – truncus pulmonalis; 19 – dolní dutá žíla; 20 – síňo-komorové septum.

V závislosti na tlaku v různých částech kardiovaskulárního systému, lze rozlišovat **vysokotlakou a nízkotlakou část**. Vysokotlakou část tvoří tepny systémového oběhu a levá komora během systoly, zatímco nízkotlakou část tvoří žíly systémového oběhu, cévy plicního oběhu, pravé srdce a levá síň a levá komora během diastoly. Hranice mezi oběma částmi je dána levou komorou (která patří do vysokotlaké části během systoly a do nízkotlaké během diastoly) a kapilární oblastí systémového oběhu. V klidu je asi 85% z celkového objemu krve v nízkotlaké části a asi 15% ve vysokotlaké. Rozdělení prokrvení v různých orgánech a tkáních v klidu popisuje tabulka 1. [5]

Orgán	Prokrvení
Plíce	100%
Myokard	5%
Mozek	15%
Ledviny	20%
Kosterní svalstvo	15%
Kůže	10%
Játra	10%
Slezina a střevo	25%

Tabulka 1: Prokrvení a tkání v % z celkového krevního toku

Jeden srdeční cyklus se obvykle skládá ze dvou fází, **systoly** a **diastoly** (viz. Obrázek 3).



Obrázek 2: Schéma krevního oběhu

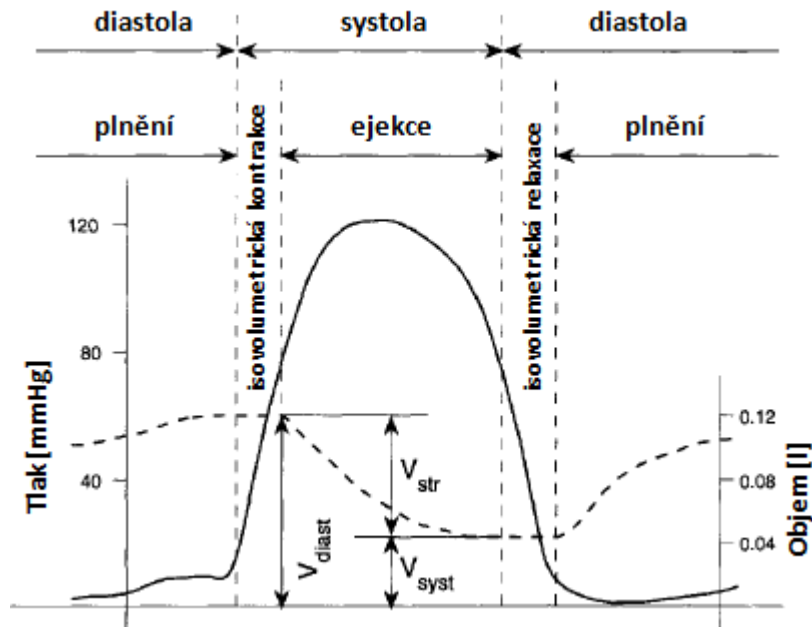
3.3 Systola

Systola začíná kontrakcí srdečního svalu. V důsledku toho se zvyšuje ventrikulární tlak a atrioventrikulární chlopně (tj., trojcípá chlopně mezi pravou síní a pravou komorou a mitrální chlopně mezi levou síní a levou komorou) se uzavírají. Tak dlouho, dokud není komorový tlak nižší než tlak v aortě, poté se aortální chlopně (mezi levou komorou a aortou) a semilunární chlopně (mezi plicnicí a pravou komorou) uzavřou. Vzhledem k tomu, že se objem krve v komoře v průběhu této fáze

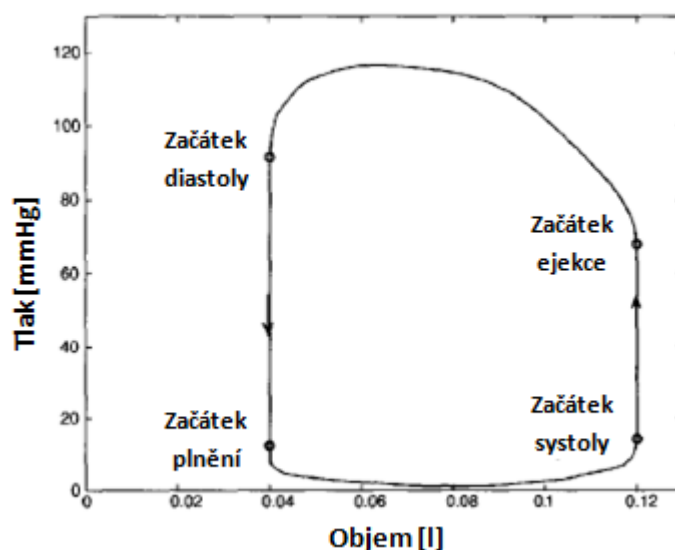
kontrakce nemění, nazýváme ji **isovolumetrická kontrakce**. Když ventrikulární tlak dosáhne tlaku v tepně (asi 80 [mmHg] pro levou komoru a asi 10 [mmHg] pro pravou komoru), semilunární a aortální chlopně se otevrou a začne systola. Na začátku systoly se vypudí největší část objemu krve v komorách (asi 65%). Podíl systolického objemu a end-diastolického objemu se nazývá - **ejekční frakce komory**. V průběhu ejekční fáze se tlak v komoře dále zvyšuje (až do přibližně 120 [mmHg] pro levou komoru a 25 [mmHg] pro pravou komoru). Na konci systoly, začne srdeční sval relaxovat, což způsobí rychlé snížení komorového tlaku. Když ventrikulární tlak klesne pod hodnotu arteriálního tlaku, který je nyní vyšší, než je tlak na začátku systoly, aortální a semilunární chlopně se uzavrou a začíná diastola. Ve skutečnosti se tyto chlopně uzavrou, když je ventrikulární tlak mírně nižší než arteriální, z důvodu působení kinetické energie vypuzené krve. [5]

3.4 Diastola

První fáze diastoly je **isovolumetrická relaxace** srdečního svalu. Ventrikulární tlak klesá, až dosáhne v síních hodnoty asi 5 [mmHg] pro levou a 8 [mmHg] pro pravou - krev může téct dovnitř. Relaxace srdečního svalu pokračuje, což vede k dalšímu poklesu ventrikulárního tlaku pod hodnotu tlaku v síních. V důsledku rozdílu těchto tlaků, krev teče do komory. Diastola končí, když srdeční sval začne uzavírat rostoucí ventrikulární tlak, který je větší jak tlak v síních. Objemové a tlakové změny, ke kterým v průběhu srdečního cyklu dochází, jsou znázorněny na obrázku 3 a graf závislosti objemu na tlaku (obrázek 4). Síně přispívají k plnění komor na základě stahu během poslední fáze diastoly, což představuje asi 10-30% náplně komory. [5]



Obrázek 3: Časový průběh tlaku (plná čára) a objemu (přerušované čáry) [5]



Obrázek 4: Graf závislosti tlaku na objemu pro levou komoru [5]

K procesu plnění přispívají kromě síni i níže uvedené skutečnosti, které jsou důležité pro dostatečné naplnění a vypuzení při vysokých srdečních frekvencích

Přibližně 60% z tepového objemu je vypuzeno během první čtvrtiny vypuzovací fáze.

Přibližně 80% objemu je dosaženo během první čtvrtiny procesu plnění na konci diastoly.

Tyto dvě skutečnosti se odrážejí v objemové křivce na obrázku 3. Jestliže srovnáme, křivky tlaku a objemu na začátku procesu plnění, můžeme si všimnout, že tlak v komoře stále klesá, ačkoli objem stoupá. Pokles tlaku je způsoben elasticitou komory, která způsobuje sací účinek. [5]

3.5 Frank-Starlingův mechanismus

Mechanismus, který hraje ústřední roli v našem modelování funkce komory je tzv. Frank-Starlingův mechanismus. Tento mechanismus odpovídá skutečnosti, že větší roztažení komory na konci diastoly má za následek větší zdvih dosažený v následující systole. Mechanická práce (zdvih), kterou zajišťují komory v průběhu jednoho srdečního cyklu je dána oblastí uvnitř smyčky objemového schématu (viz obr. 4). Všimněme si, že tlak \times objem má rozměr práce. Důsledkem Frank-Starlingova mechanismu je, že v rámci stejného afterloadu (tj. tlak, při kterém je krev vypuzována), vyšší plicní tlak v komoře způsobuje vyšší zdvihový objem a následně větší srdeční výdej komory. To je velmi důležité pro synchronizaci čerpacích výkonů pravého a levého srdce. Vzhledem k tomu, že pravé a levé srdce bije se stejnou frekvencí, může rozdíl v čerpacích výkonech nastat pouze tehdy, když jsou zdvihové objemy dvou komor odlišné. Pokud je například srdeční výdej levé komory větší, než pravé, pak to bude mít za následek posun objemu krve z plicního do systémového oběhu. To zase zvyšuje tlak v systémovém oběhu a snižuje ho v plicním, tak, jak je v důsledku Frank-Starlingova mechanismu, snížení srdečního výdeje levé komory a zvýšení srdečního výdeje pravé komory, což navrátí systém zpět k původnímu stavu. Vysvětlením Frank-Starlingova mechanismu je, že protahování vláken srdečního svalu zvyšuje jejich citlivost na Ca^{2+} . [5]

3.6 Regulační smyčky

Existuje mnoho řídících oběhů kardiovaskulárního systému, které upravují průtok krve v různých oblastech těla, v závislosti na různých požadavcích - **globální a lokální regulační smyčky**. Cílem globálních regulačních smyček, zahrnující centrální nervový systém, je poskytnout obecné podmínky nezbytné pro udržení toků, které ovládají autoregulační mechanismy různých tkání a orgánů. [5]

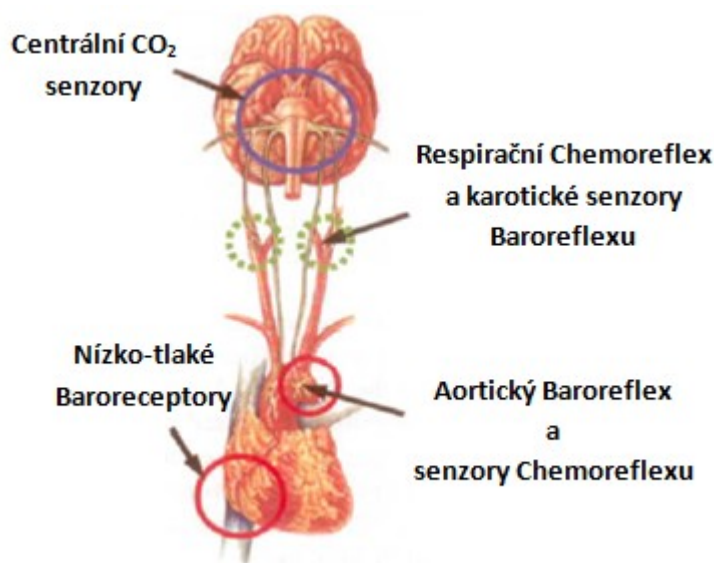
Jednou z nejdůležitějších globálních regulačních smyček, pokud jde o krátkodobé regulace kardiovaskulárního systému je smyčka baroreceptoru (označovaného také jako baroreflex). Pro základní model budeme uvažovat pouze globální kontrolu ze strany baroreflexu. Smyčka baroreceptoru se skládá z následujících základních částí:

Baroreceptory. Jedná se o nervová zakončení, která jsou mechanoreceptory reagující na roztahování stěn tepen, a reagují tak nepřímým způsobem na změny tlaku v tepnách. Hlavní dvě místa pro baroreceptory jsou: karotický sinus a oblouk aorty (viz obr. 5). Baroreceptory jsou stimulovány při velikosti tlaku nad 60 [mmHg] v karotickém sinu a nad 30 [mmHg] v oblasti oblouku aorty. Nebo mohou být také stimulovány rychlostí zvýšení tlaku.

Takže najednou poskytují informace o středním a pulzním tlaku, tj., změna tlaku během impulsu.

Sekvence impulsů generovaných baroreceptory cestují přes nervus glossopharyngeus a nervus vagus do vazomotorických center v mozkovém kmeni, kde jsou přeměněny na signály pro sympatikus a parasympatikus.

Sympatické a parasympatické nervové systémy jsou rozděleny mezi různé tkáně v těle. Sympatikus inervuje celé srdce, zatímco parasympatikus inervuje především sinoatriální uzel (a atrioventrikulární uzel). Proto, zvýšení aktivity sympatiku způsobuje, zvýšení srdeční frekvence a kontrakční síly komor, přičemž oslabení parasympatické aktivity zvyšuje pouze srdeční frekvenci. [5]



Obrázek 5: Umístění Baroreceptorů [5]

4 Teoretická část modelování – matematický popis

Cílem našeho modelování je popsat celkovou reakci kardiovaskulárního systému na základě zátěže po dobu více než 10 minut. Celkovou reakcí myslíme pouze srdeční frekvenci a průběh krevního tlaku v arteriální a žilní části systémového a plicního oběhu v čase. Předpokládáme, že zátěž je dostatečně nízká, aby metabolické reakce generující požadovanou energii zůstaly v aerobním režimu. Nezajímáme se o detaily průtoku krve v arteriálním stromu. [5]

Nerozlišujeme mezi jednotlivými cévami v arteriální a žilní části systémového nebo plicního oběhu. Namísto toho jsme je dali paušálně dohromady a posuzujeme každou z těchto oblastí. Navíc, předpokládáme, že každá komora může být považována za nádobu s kompatibilními stěnami, které se vyznačují bezodporovým průtokem krve. To znamená, že se předpokládá, že se tyto cévy vyznačují pouze svým tlakem, který v nich pak určuje objem krve. Z tohoto důvodu se nazývají shodné cévy.

[5]

Žilní a arteriální oblasti obou oběhů jsou připojeny regiony, které tvoří kapiláry, arterioly a žilky z příslušných obvodů. Opět, jsou tyto oblasti koncentrované do jedné části, systémové periferní oblasti a plicní periferní oblasti, které považujeme za čistě odporové pro průtok krve. To znamená, že tyto cévy jsou charakterizovány pouze průtokem. Proto je nazýváme rezistentní cévy. [5]

Systémové žilní a plicní arteriální bloky jsou spojeny pravou komorou, zatímco plicní žilní a systémový arteriální blok jsou spojeny do levé srdeční komory. Předpokládáme, že pravá síň je součástí žilního systémového bloku a levá síň je součástí žilního plicního bloku. [5]

Nepovažujeme pulzaci průtoku krve za předpokladu, že doba jednoho srdečního cyklu je krátká ve srovnání s odpovídajícím přechodovým časem v systému. V důsledku toho bereme v úvahu průměrné hodnoty v průběhu jednoho srdečního cyklu místo skutečných hodnot. [5]


$$V = c \cdot P \quad (1.1)$$

10

bychom, místo (1.1), spíše předpokládat, že V_u je tzv. bezzátěžový objem, tzn., že objem krve v cévách odpovídá nulovému tlaku. [5]

$$V = c \cdot P + V_u \quad (1.1a)$$

Avšak předpokládáme, že $V_u = 0$, jelikož se chceme vyhnout zavedení dalších čtyř parametrů, které by nemohly být pozorovány přímo. Průtok Q_{co} označuje srdeční výdej generovaný komorou, kde H označuje srdeční frekvenci a V_{str} je střední objem, tj. objem krve vypuzený jedním stahem komory. [5]

$$Q_{co} = H \cdot V_{str} \quad (1.2)$$

Průtok F přes systémový a plicní blok závisí na tlaku sousedního bloku a odporu R proti průtoku krve v periferních oblastech.

$$F = \frac{1}{R} \cdot (P_a - P_v) \quad (1.3)$$

Index **a** znamená arteriální a **v** žilní, **s** znamená systémovou část a **p** plicní, dále ještě užíváme indexy **l** a **r**, což odpovídá levé a pravé části srdce (left, right). Míra změny objemu se vypočte jako $\dot{V} = dV/dt$ kde V je rozdíl mezi vstupním a výstupním průtokem daného bloku.

S využitím vztahu (1.1) dostaneme následující čtyři rovnice pro jednotlivé části:

$$\begin{aligned} c_{as} \cdot \dot{P}_{as} &= Q_l - F_s \\ c_{vs} \cdot \dot{P}_{vs} &= F_s - Q_r \\ c_{ap} \cdot \dot{P}_{ap} &= Q_r - F_p \\ c_{vp} \cdot \dot{P}_{vp} &= F_p - Q_l \end{aligned} \quad (1.4)$$

Z této rovnice vyplývá: $d(c_{as} \cdot P_{as} + c_{vs} \cdot P_{vs} + c_{ap} \cdot P_{ap} + c_{vp} \cdot P_{vp})/dt = 0$

$$c_{as} \cdot P_{as} + c_{vs} \cdot P_{vs} + c_{ap} \cdot P_{ap} + c_{vp} \cdot P_{vp} = V_{tot} \quad (1.5)$$

kde V_{tot} představuje celkový objem krve a zůstává konstantní. Vzhledem k posuzovanému krátkodobému intervalu (10-15 minut), je předpoklad oprávněný. Použitím rovnice (1.5), můžeme vyjádřit některý z tlaků jako funkci ostatních. To znamená, že máme V_{tot} jako parametr modelu. [5]

Naším dalším úkolem je vyjádřit výdej z pravé a levé srdeční komory Q_r a Q_l jako funkci tlaků. Pro systémový a plicní tok platí podle vztahu (1.3):

$$\begin{aligned} F_s &= \frac{1}{R_s} \cdot (P_{as} - P_{vs}) \\ F_p &= \frac{1}{R_p} \cdot (P_{ap} - P_{vp}) \end{aligned} \quad (1.6)$$

Za účelem získání srdečního výdeje levé a pravé komory použijeme vztah (1.2). Kromě tepového objemu V_{str} , který se vypudí při systole, musíme vzít také v úvahu další dva důležité aspekty, end-systolický objem V_{syst} a end-diastolický objem V_{dias} . End-systolický objem je objem zbývající v komoře na konci systoly. End-diastolický objem je objem v komoře na konci plnicího procesu, kdy se atrioventrikulární chlopně uzavírají. [5]

Při modelování procesu plnění bereme v úvahu, závislost přítoku na rozdílu přítokového tlaku a tlaku v komoře, když je chlopeč otevřen.

$$\dot{V}(t) = \frac{1}{R} \cdot (P_v(t) - P(t)) \quad (1.7)$$

kde $V(t)$ je objem v komoře v čase t po začátku plněního procesu, $P(t)$ je tlak v komoře, $P_v(t)$ je žilní plnicí tlak a R je celkový odpor průtoku do komory. [5]

$P_v(t)$ je konstantní v průběhu diastoly, $P_v(t) = P_v$. Dále předpokládáme, že arteriální tlak P_a , který představuje afterload komory, zůstává během systoly konstantní. Doba systoly je menší než trvání diastoly.

End-systolický objem se na konci srdečního rytmu rovná end-systolickému objemu předchozího cyklu.

Soulad c relaxované komory zůstává během diastoly konstantní.

Pro relaxované komory máme vztah:

$$V(t) = c \cdot P(t) + V_0 \quad (1.8)$$

kde V_0 představuje klidový objem relaxované komory. Jelikož můžeme o komoře uvažovat jako o cévě se silnými stěnami, předpokládáme, že $V_0 > 0$. Počáteční hodnota ve vztahu (1.7) je dána $V(0) = V_{syst}$. Použití rovnice (1.8) v (1.7) a integrací této rovnice, dostaneme:

$$V(t) = V_{sys} \cdot e^{-(cR)^{-1}t} + (c \cdot P_v + V_0) \cdot (1 - e^{-(cR)^{-1}t})$$

Nechť $t_d = t_d(H)$ představuje dobu procesu plnění. Pak platí, že $V(t_d) = V_{diast}$

$$V_{diast} = k(H) \cdot V_{syst} + (c \cdot P_v + V_0) \cdot a(H) \quad (1.9)$$

$$k(H) = e^{-(cR)^{-1}t_d(H)} \quad \text{a} \quad a(H) = 1 - k(H) \quad (1.10)$$

Po dobu trvání diastoly používáme vzorec:

$$t_d = t_d(H) = \frac{1}{H^2} * \left(\frac{1}{H^2} - k \right) \quad (1.11)$$

kde k je v rozmezí 0,0387-0,0516 a čas v minutách. Výraz $t_s = k/H^{1/2}$ pro dobu systoly t_s je znám jako Bazettova formule. Poté z (1.11) vyplývá $t_d + t_s = 1/H$.

Tepový objem je dán:

$$V_{str} = V_{diast} - V_{syst} \quad (1.12)$$

Potřebujeme ještě jeden vztah mezi těmito objemy spojenými s komorou. Tento vztah nám poskytne Frank-Starlingův mechanismus popsáný v části 1.1. V důsledku tohoto mechanismu modelujeme podle vzorce:

$$V_{str} = \frac{S}{P_a} \cdot (V_{diast} - V_0) \quad (1.13)$$

kde P_a je afterload, tj., arteriální tlak, při kterém komora vypudí krev a S je kontraktilita komory, která charakterizuje sílu jejího stahu. Poznamenejme, že $V_{diast} - V_0$, a ne V_{diast} , je odpovědný za distenzi (roztážení) komory. [5]

Rovnice (1.9), (1.12) a (1.13) představují soustavu lineárních rovnic pro V_{diast} , V_{syst} a V_{str} , dostaneme:

$$V_{str} = \frac{c \cdot a(H) \cdot P_v \cdot S}{a(H) \cdot P_a + k(H) \cdot S} \quad (1.14)$$

$$V_{diast} = c \cdot P_v + V_0 - \frac{c \cdot k(H) \cdot P_v \cdot S}{a(H) \cdot P_a + k(H) \cdot S} \quad (1.15)$$

$$V_{syst} = c \cdot P_v + V_0 - \frac{c \cdot P_v \cdot S}{a(H) \cdot P_a + k(H) \cdot S}$$

Dále platí, že $V_{str} \leq V_{diast}$, které je s ohledem na (1.14) a (1.15) ekvivalentní s:

$$(c \cdot P_v \cdot a(H) - k(H) \cdot V_0) \cdot S \leq a(H) \cdot P_a \cdot (c \cdot P_v + V_0)$$

Za předpokladu, že:

$$c \cdot P_v \cdot a(H) - k(H) \cdot V_0 > 0$$

$$V_0 < \frac{c \cdot a(H) \cdot P_v}{k(H)}$$

Dostaneme nerovnost:

$$S \leq \frac{a(H) \cdot (c \cdot P_v + V_0)}{a(H) \cdot (c \cdot P_v + V_0) - V_0} \quad (1.16)$$

Všimněme si, že tato nerovnost umožňuje podíl S/P_a , jehož výsledek je větší jak 1. V tom případě platí, že $V_{syst} < V_0$ a hodnota end-systolického tlaku je podle (1.8) záporná.

$$f(S, P) := \min \left(S, \frac{a(H) \cdot (c \cdot P_v + V_0)}{a(H) \cdot (c \cdot P_v + V_0) - V_0} \cdot P \right), \quad S \geq 0$$

$$V_{str} = \frac{c \cdot P_v \cdot a(H) \cdot f(S, P_a)}{a(H) \cdot P_a + k(H) \cdot f(S, P_a)}, \quad S \geq 0 \quad (1.17)$$

Hodnoty $k_l(H)$ a $a_l(H)$, respektive $k_r(H)$ a $a_r(H)$ jsou definovány vztahem (1.10), dále $c = c_l$ a $R = R_l$, resp, $c = c_r$ a $R = R_r$. Pomocí (1.17), (1.15) a (1.12), dostaneme následující explicitní výrazy pro objemy levé a pravé komory:

$$\begin{aligned}
V_{str,l} &= \frac{c_l \cdot P_{vp} \cdot a_l(H) \cdot f(S_l, P_{as})}{a_l(H) \cdot P_{as} + k_l(H) \cdot f(S_l, P_{as})} \\
V_{str,r} &= \frac{c_r \cdot P_{vs} \cdot a_r(H) \cdot f(S_r, P_{ap})}{a_r(H) \cdot P_{ap} + k_r(H) \cdot f(S_r, P_{ap})} \\
V_{diast,l} &= \frac{c_l \cdot a_l(H) \cdot P_{vp} \cdot P_{as}}{a_l(H) \cdot P_{as} + k_l(H) \cdot f(S_l, P_{as})} \\
V_{diast,r} &= \frac{c_r \cdot a_r(H) \cdot P_{vs} \cdot P_{ap}}{a_r(H) \cdot P_{ap} + k_r(H) \cdot f(S_r, P_{ap})} \\
V_{syst,l} &= \frac{c_l \cdot a_l(H) \cdot P_{vp} \cdot (P_{as} - f(S_l, P_{as}))}{a_l(H) \cdot P_{as} + k_l(H) \cdot f(S_l, P_{as})} \\
V_{str,r} &= \frac{c_r \cdot a_r(H) \cdot P_{vs} \cdot (P_{ap} - f(S_r, P_{ap}))}{a_r(H) \cdot P_{ap} + k_r(H) \cdot f(S_r, P_{ap})}
\end{aligned} \tag{1.18}$$

V zájmu zjednodušení bereme $V_0 = 0$ pro zbytek této části. Pro $V_0 = 0$, platí nerovnost (1.16) $S \leq P_a$. Z toho vyplývá $f(S, P) = \min(S, P)$ Pro další zjednodušení předpokládáme, že:

$$S_r \leq P_{ap} \quad \text{a} \quad S_l \leq P_{as} \tag{1.19}$$

tzn. $f(S_l, P_{as}) = S_l$ a $f(S_r, P_{ap}) = S_r$. Tento předpoklad platí, dokud zátěž kardiiovaskulárního systému není příliš vysoká. [5]

Z rovnice (1.4), (1.6), (1.2) a (1.18) vyplývá diferenciální rovnice, obvykle nazývaná „Grodinův“ model mechanické části kardiiovaskulárního systému:

$$\begin{aligned}
\dot{P}_{as} &= H \frac{c_l P_{vp} a_l(H) f(S_l, P_{as})}{a_l(H) P_{as} + k_l(H) f(S_l, P_{as})} - \frac{1}{R_s} (P_{as} - P_{vs}) \\
\dot{P}_{vs} &= \frac{1}{R_s} (P_{as} - P_{vs}) - H \frac{c_r P_{vs} a_r(H) f(S_r, P_{ap})}{a_r(H) P_{ap} + k_r(H) f(S_r, P_{ap})} \\
\dot{P}_{ap} &= H \frac{c_r P_{vs} a_r(H) f(S_r, P_{ap})}{a_r(H) P_{ap} + k_r(H) f(S_r, P_{ap})} - \frac{1}{R_r} (P_{ap} - P_{vp}) \\
\dot{P}_{vp} &= \frac{1}{R_p} (P_{ap} - P_{vp}) - H \frac{c_l P_{vp} a_l(H) f(S_l, P_{as})}{a_l(H) P_{as} + k_l(H) f(S_l, P_{as})}
\end{aligned} \tag{1.20}$$

Z toho vyplývá:

$$P_{vp} = P_{vp}(P_{as}, P_{vs}, P_{ap}) := \frac{1}{c_{vp}} \cdot (V_{tot} - c_{as} \cdot P_{as} - c_{vs} \cdot P_{vs} - c_{ap} \cdot P_{ap}) \tag{1.21}$$

Abychom mohli modelovat reakci kardiovaskulárního systému na základě ergometrické zátěže, musíme zahrnout regulaci srdečního tepu a kontraktilitu komory v reakci na zátěž. Kromě toho taky potřebujeme submodel pro regulaci lokálních metabolických procesů v tkáních. Z důvodu zachování jednoduchosti modelu nebudeme modelovat smyčku baroreceptoru detailně. Namísto toho, budeme modelovat zpětnou vazbu, která bude regulovat srdeční frekvenci v závislosti na arteriálním systémovém tlaku. Místo toho, aby regulovala kontraktilitu přímo, předpokládáme, že se bude měnit v závislosti na kolísání srdeční frekvence. Jedná se o tzv. Bowditchův efekt, který říká, že změny tepové frekvence způsobí stejné změny kontraktility obou komor. Bowditchův efekt může hrát roli v situacích, kdy se tepová frekvence mění rychle (například z důvodu snížení parasymptické aktivity), ale sympatickou aktivitou vzrůstá kontraktilita. Pod ergometrickou zátěží se kontraktilita komor zvyšuje nebo snižuje ve stejném směru jako srdeční frekvence vlivem sympatické aktivity. V základním modelu nemodelujeme činnost sympatiku a parasympatiku, ale změnu kontraktility, podle následujících diferenciálních rovnic druhého řádu:

$$\begin{aligned}\dot{S}_l + \gamma_l \dot{S}_l + \alpha_l S_l &= \beta_l H \\ \ddot{S}_r + \gamma_r \dot{S}_r + \alpha_r S_r &= \beta_r H\end{aligned}\quad (1.22)$$

kde jsou γ_l α_l β_l γ_r α_r β_r konstanty větší než 0. Tím je zaručeno, že hodnoty S_l a S_r se mění ve stejném směru, jako H . [5]

Účelem lokální metabolické kontroly je zvýšení průtoku krve do tkání z důvodu zvýšení O_2 pro dané oblasti podle energetické náročnosti. Nejúčinnějším způsobem, jak zvýšit průtok krve v tkáních, je zvýšení průměru arteriol, což má za následek snížení odporu proti průtoku krve. Lokální dilatace arteriol, je obecně vyvolána látkami, které jsou tvořeny z důvodu zvýšené funkční činnosti orgánu nebo tkáně v dané oblasti (funkční aktivace). Tento mechanismus je obvykle podporován lokální metabolickou regulací. [5]

$$R_s = A_{pesk} \cdot C_{v,O_2} \quad (1.24)$$

kde A_{pesk} je kladná konstanta a C_{v,O_2} je koncentrace O_2 v žilní krvi v kapilární oblasti.

Nechť M_T je rychlost metabolismu pro oblast tkání, který je částečně dostatečně zásobována O_2 a částečně anaerobních Mb energetických toků poskytnutých anaerobními biochemickými reakcemi,

$$M_T = F_s(C_{a,O_2} - C_{v,O_2}) + M_b \quad (1.25)$$

kde C_{a,O_2} je koncentrace O_2 v arteriální krvi, které je konstantní. Biochemický tok energie je závislý na rychlosti změny C_{v,O_2} ,

$$M_b = -K \frac{d}{dt} C_{v,O_2} \quad (1.26)$$

kde $K > 0$ je konstanta. Za použití (1.24), (1.6), (1.25) a (1.26), získáme následující diferenciální rovnici pro R :

$$\dot{R}_s = \frac{1}{K} (A_{pesk} \cdot \left(\frac{P_{as} - P_{vs}}{R_s} \cdot C_{a,O_2} - M_T \right) - (P_{as} - P_{vs})) \quad (1.27)$$

Za účelem modelování reakce kardiovaskulárního systému na konstantní ergometrické zatížení W uložené na zkušební osobě na bicyklovém ergometru začínající v čase $t = 0$, můžeme použít následující vzorec pro výslednou metabolickou hodnotu M_T :

$$M_T = M_0 + \rho \cdot W \quad (1.28)$$

kde M_0 je rychlost metabolismu v oblasti systémových tkání odpovídající nulové zátěži a ρ je kladná konstanta.

Předpokládáme, že smyčka baroreceptoru je modelována podle zákona se zpětnou vazbou $u(t)$, která reguluje srdeční frekvenci:

$$H = u(t) \quad (1.29)$$

$$H = u(t) = \frac{\left(\frac{1}{C_r}(2c_{vs} + c_{as}) + \frac{2}{C_l}c_{vp}\right)(A_{pesq}M_T + P_{as}) + \frac{1}{C_r}(P_{as}c_{as} - 2V_{tot})}{(2V_{tot} - P_{as}c_{as}) \cdot (R_S + R_V) - (A_{pesq}M_T + P_{as})(c_{vs}R_V + c_{ap}R_p + c_{as}R_V)} \quad [5]$$

5 Praktická část – návrh řešení

Pro návrh a simulaci modelu využíváme nadstavby programu Matlab – Simulink.

5.1 Matlab

5.1.1 Definice Matlabu

Matlab je integrované prostředí pro vědeckotechnické výpočty, modelování, návrhy algoritmů, simulace, analýzu a prezentaci dat, paralelní výpočty, měření a zpracování signálů, návrhy řídicích a komunikačních systémů. MATLAB je nástroj jak pro pohodlnou interaktivní práci, tak pro vývoj širokého spektra aplikací. [1]

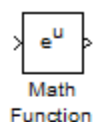
5.1.2 Simulink

Simulink je nadstavba MATLABu pro simulaci a modelování dynamických systémů, který využívá algoritmy MATLABu pro numerické řešení nelineárních diferenciálních rovnic. Poskytuje uživateli možnost rychle a snadno vytvářet modely dynamických soustav ve formě blokových schémat a rovnic. [1]

5.1.3 Použité prvky Simulinku

Tato část velice stručně popisuje jednotlivé prvky Simulinku využívané při tvorbě modelu.

Prvky pro matematické výpočty:



Převede vstup na exponenciální funkci



Integruje vstupní hodnotu



Odmocní vstupní hodnotu



Sečte nebo odečte vstupní hodnoty



Násobí nebo dělí vstupní hodnoty



Násobení konstantou

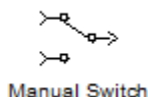
Prvky pro trasování signálu:



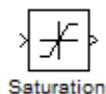
Odešle signál na From se stejným tagem



Přijme signál z Goto

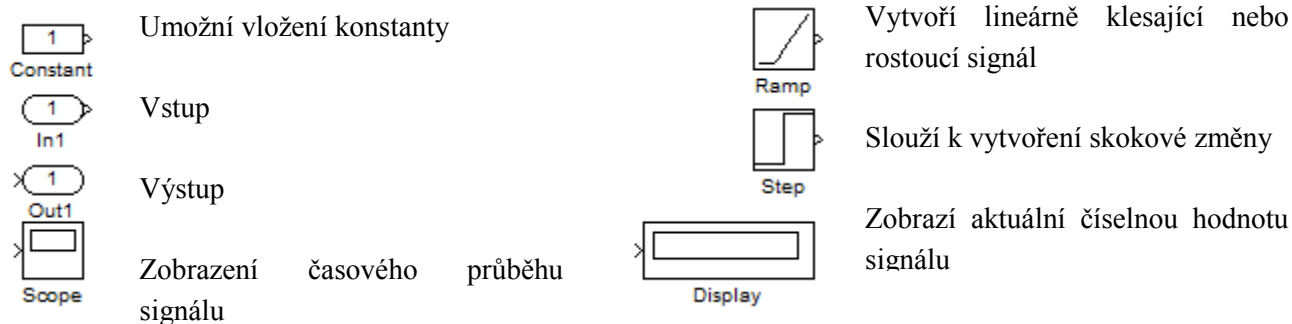


Manuální přepínač – umožní volbu mezi dvěma signály



Umožní nastavit dolní a horní mez

Prvky pro vstupy a výstupy:



5.2 Popis jednotlivých kompartmentů

Jednotlivé bloky modelu jsou zařazeny do tří skupin:

Bloky pro systémový (periferní) oběh – označeny **červeně**

Bloky pro pulmonární (plicní) oběh – označeny **modře**

Ostatní bloky – označeny **šedě**

5.2.1 Blok celkového objemu krve

Tento kompartment představuje celkový objem krve v těle, předpokládáme, že se tato hodnota po dobu simulace nebude měnit, a proto jej můžeme popsat rovnicí č. 1.5:

$$c_{as} \cdot P_{as} + c_{vs} \cdot P_{vs} + c_{ap} \cdot P_{ap} + c_{vp} \cdot P_{vp} = V_{tot}$$

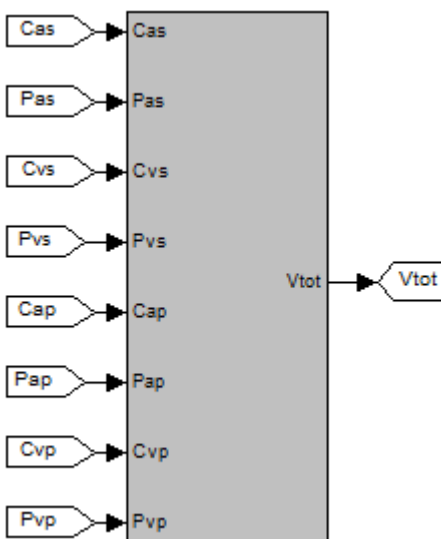
Přičemž vycházíme z rovnice 1.1: $V = c \cdot P$, takže výslednou rovnici můžeme napsat jako:

$$V_{as} + V_{vs} + V_{ap} + V_{vp} = V_{tot}$$

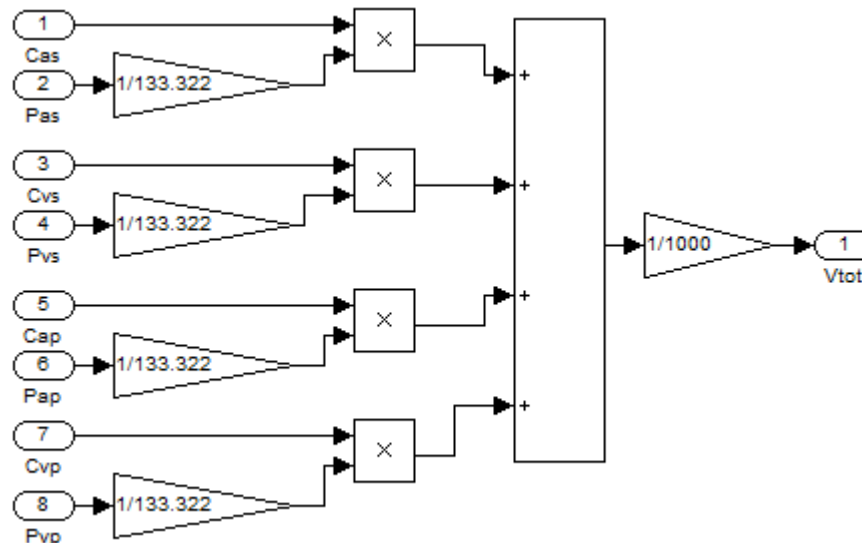
Vstupy konstantní hodnoty: c_{as} , c_{vs} , c_{ap} , c_{vp} .

Vstupy proměnné hodnoty: P_{as} , P_{vs} , P_{ap} , P_{vp}

Výstup: V_{tot} .



Obrázek 7: Blok celkového objemu krve



Obrázek 8: Blokové schéma kompartmentu pro celkový objem krve

5.2.2 Blok zátěže – metabolická kontrola

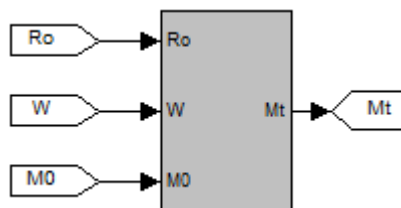
Tento kompartment nám dovoluje nastavit konstantu ergonomického vyčerpání testované osoby W . Jako výstupní hodnotu získáme rychlost metabolismu M_T podle vzorce číslo 1.28:

$$M_T = M_0 + \rho W$$

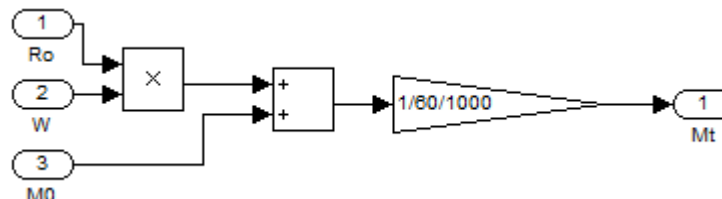
kde M_0 je metabolická rychlost v systémových tkáních, která odpovídá nulové práci a ρ je pozitivní konstanta. Účelem lokální metabolické kontroly je zvýšení průtoku krve do tkání z důvodu zvýšení O_2 .

Vstupy konstantní hodnoty: ρ , M_0 , W (ergonomická zátěž může být dána buďto konstantou, nebo funkcí).

Výstup: M_t



Obrázek 9: Blok zátěže



Obrázek 10: Blokové schéma kompartmentu pro zátěž a metabolickou kontrolu

5.2.3 Blok regulační smyčky baroreceptoru

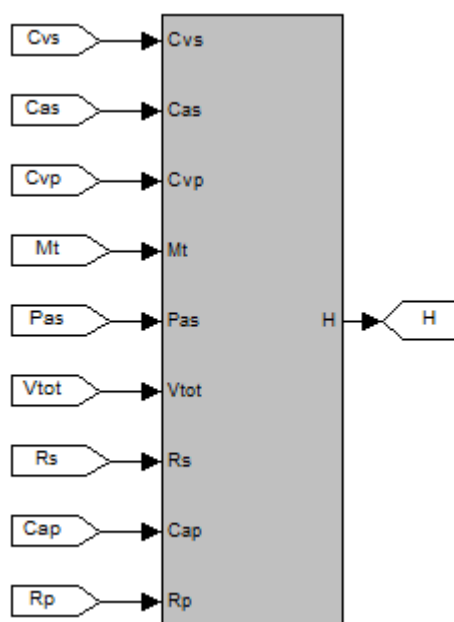
Tento kompartment nám udává hodnotu srdeční frekvence a její změnu vlivem působení metabolické kontroly. Vliv srdeční frekvence se uplatňuje skoro ve všech ostatních částech tohoto modelu. Pro modelování jsme použili rovnici 1.29:

$$H = u(t) = \frac{\left(\frac{1}{C_r}(2c_{vs} + c_{as}) + \frac{2}{C_l}c_{vp}\right)(A_{pesk}M_T + P_{as}) + \frac{1}{C_r}(P_{as}c_{as} - 2V_{tot})}{(2V_{tot} - P_{as}c_{as})(R_S + R_V) - (A_{pesk}M_T + P_{as})(c_{vs}R_V + c_{ap}R_p + c_{as}R_V)}$$

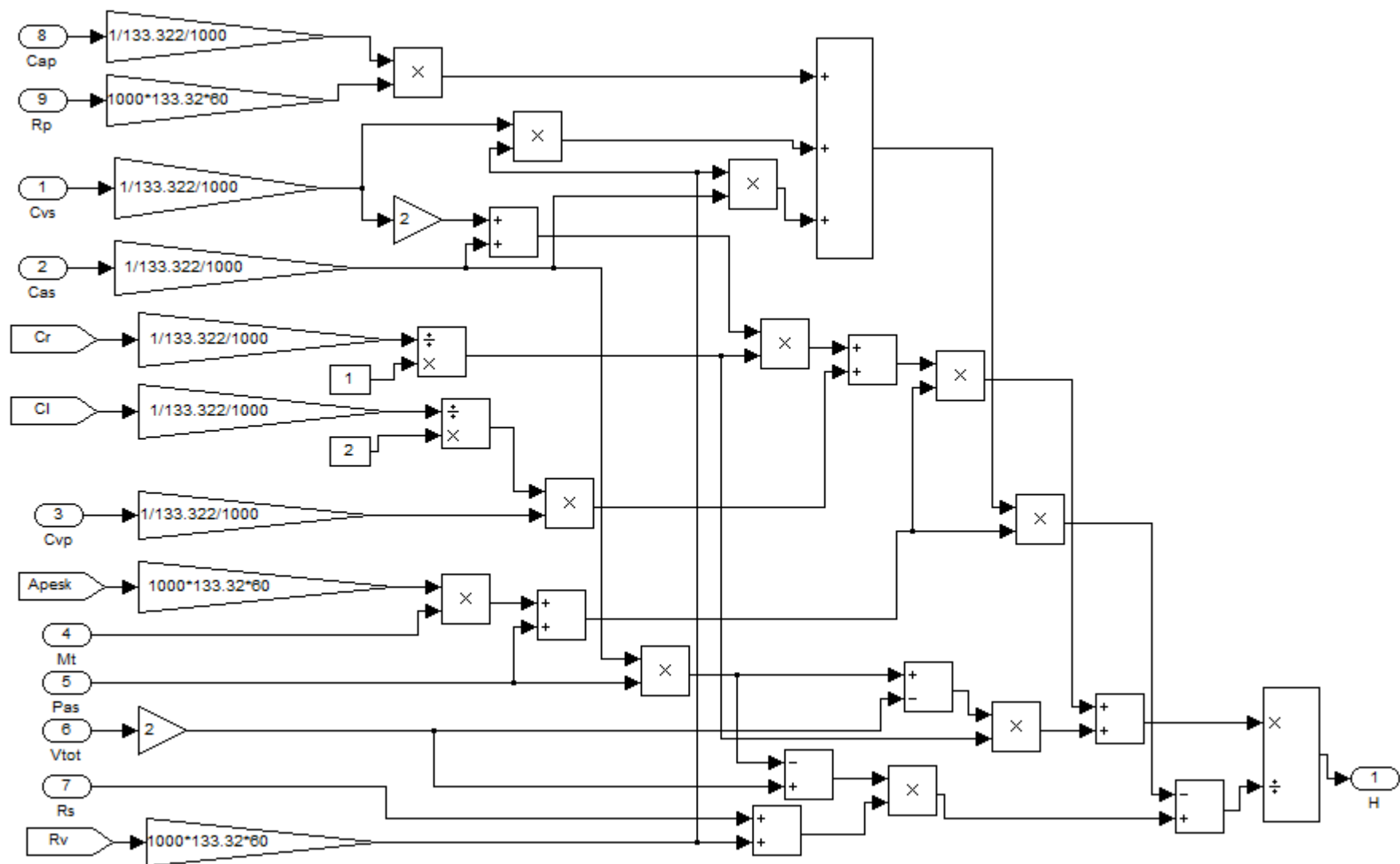
Vstupy konstantní hodnoty: c_{vs} , c_{as} , c_{vp} , A_{pesk} , C_r , C_l , R_p

Vstupy proměnné hodnoty: P_{as} , M_T , R_s , V_{tot}

Výstup: H



Obrázek 11: Blok regulační smyčky baroreceptoru



Obrázek 12: Blokové schéma kompartmentu pro regulační smyčku baroreceptoru

5.2.4 Systémový periferní blok

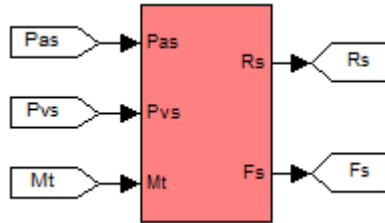
Tento kompartment popisuje změnu odporu průtoku krve v periferních oblastech, podle diferenciální rovnice 1.27.

$$\dot{R}_S = \frac{1}{K} (A_{pesk} \cdot \left(\frac{P_{as} - P_{vs}}{R_s} \cdot C_{a,O_2} - M_T \right) - (P_{as} - P_{vs}))$$

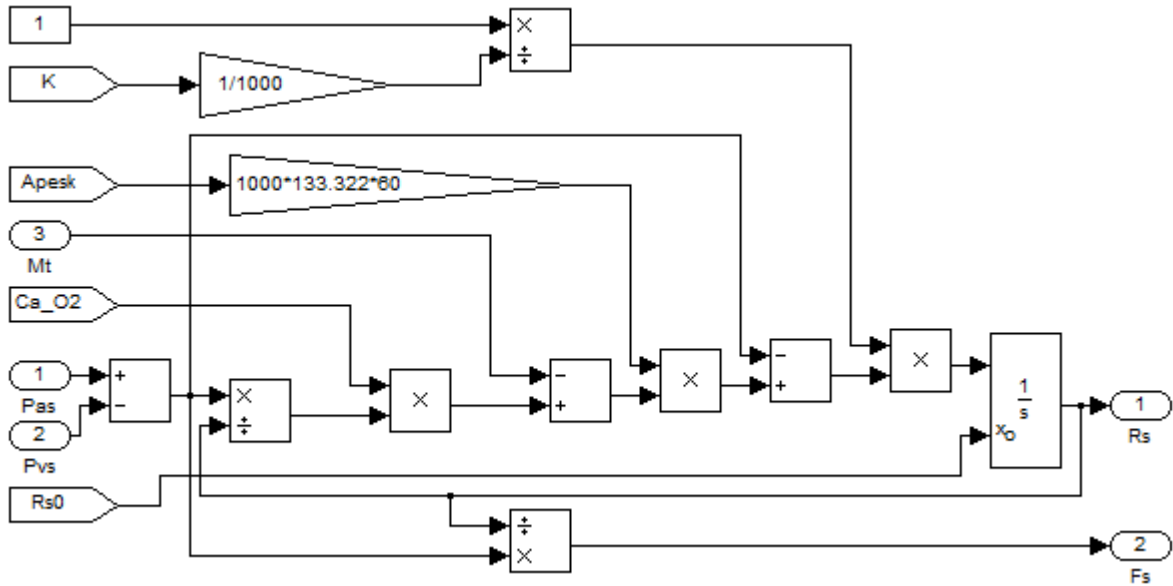
Vstupy konstantní hodnoty: C_{a,O_2} , A_{pesk} , K

Vstupy proměnné hodnoty: M_T , P_{vs} , P_{as}

Výstup: R_s , F_s



Obrázek 13: Systémový periferní blok



Obrázek 14: Blokové schéma kompartmentu pro systémovou periferní část

5.2.5 Blok levého srdce

Tento kompartment znázorňuje funkci levého srdce, můžeme s jeho pomocí zjistit hodnoty systolického a diastolického koncového objemu, středního objemu a srdečního výdeje levé komory. Tento blok modelujeme podle rovnic 1.10, 1.11, 1.14, 1.15.

$$V_{str} = \frac{c \cdot a(H) \cdot P_v \cdot S}{a(H) \cdot P_a + k(H) \cdot S}$$

$$V_{diast} = c \cdot P_v + V_0 - \frac{c \cdot k(H) \cdot P_v \cdot S}{a(H) \cdot P_a + k(H) \cdot S}$$

$$V_{syst} = c \cdot P_v + V_0 - \frac{c \cdot P_v \cdot S}{a(H) \cdot P_a + k(H) \cdot S}$$

$$k(H) = e^{-(cR)^{-1}t_d(H)}$$

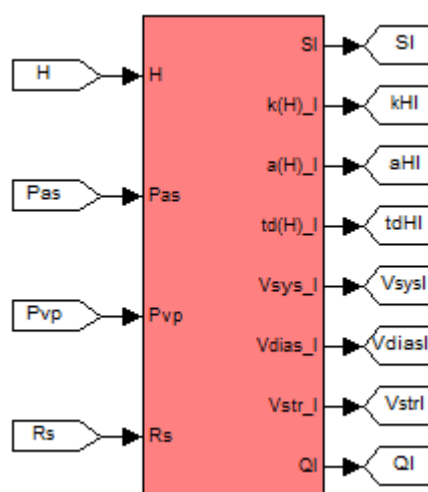
$$a(H) = 1 - k(H)$$

$$t_d = t_d(H) = \frac{1}{H^2} * \left(\frac{1}{H^2} - k \right)$$

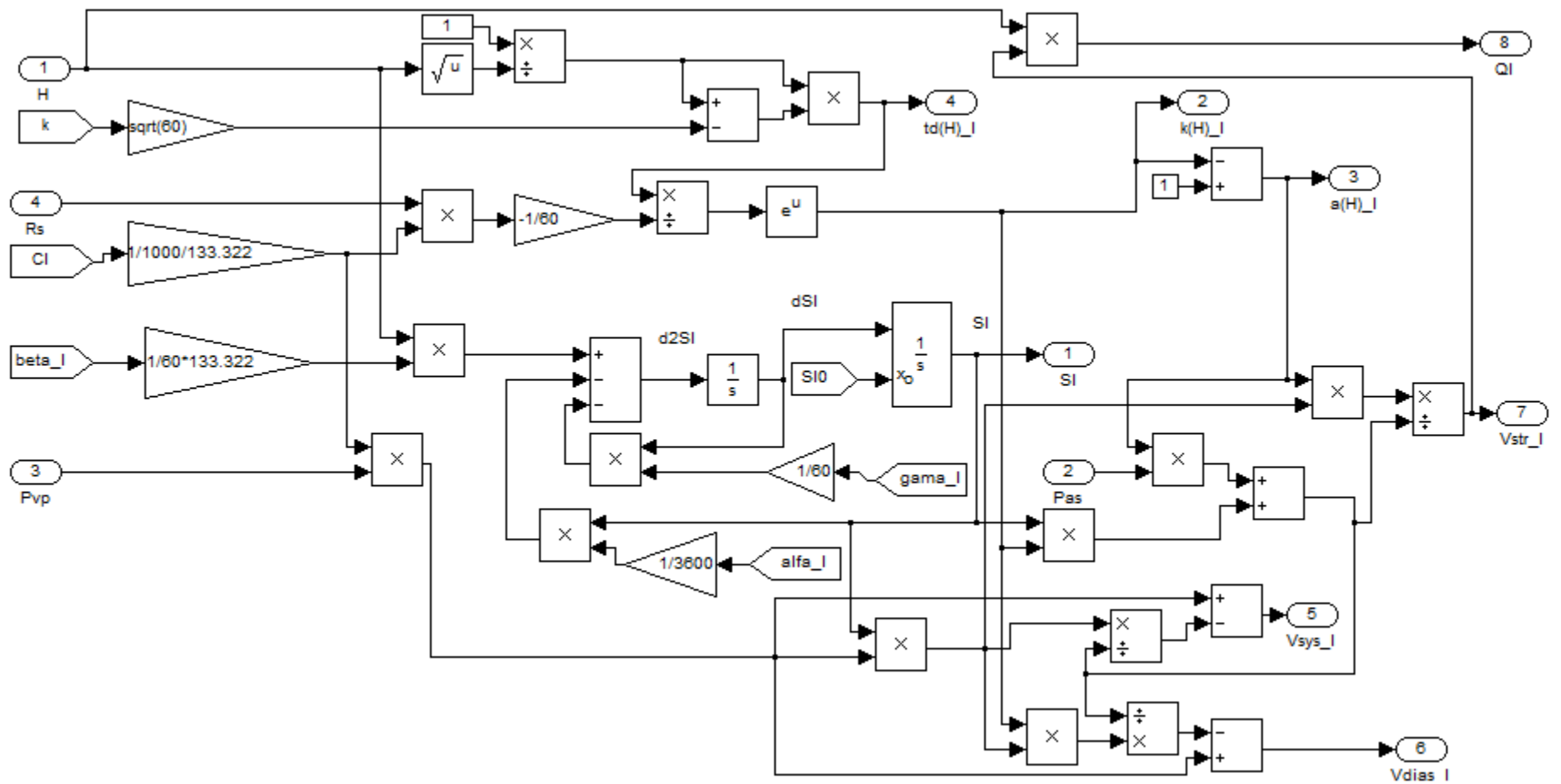
Vstupy konstantní hodnoty: k , C_l , α_l , β_l , γ_l

Vstupy proměnné hodnoty: P_{vp} , P_{as} , H , R_s

Výstup: $td(H)_l$, $k(H)_l$, $a(H)_l$, S_l , V_{sysl} , V_{diasl} , V_{strl} , Q_l



Obrázek 15: Blok levého srdce



Obrázek 16: Blokové schéma kompartmentu pro levé srdce

5.2.6 Arteriální systémový blok

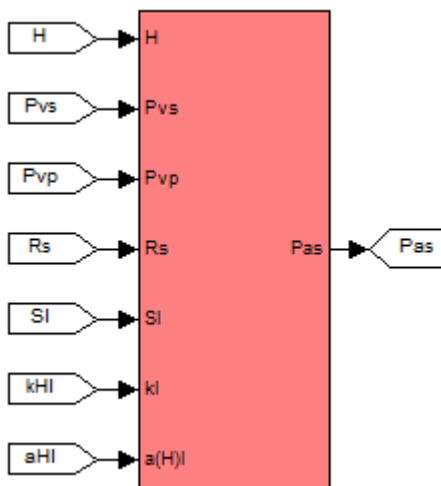
Pomocí tohoto kompartmentu vypočítáme hodnotu arteriálního systémového tlaku pomocí Grodingova modelu mechanických částí kardiovaskulárního systému podle rovnice 1.20:

$$\dot{P}_{as} = H \frac{c_l P_{vp} a_l(H) S_l}{a_l(H) P_{as} + k_l(H) S_l} - \frac{1}{R_s} (P_{as} - P_{vs})$$

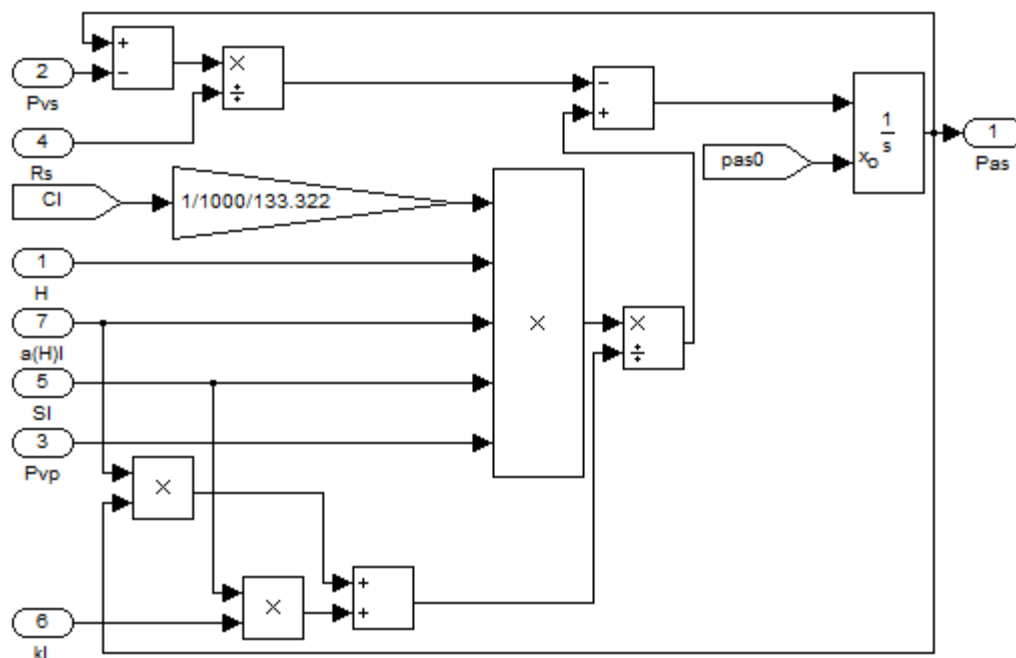
Vstupy konstantní hodnoty: C_l , c_{as}

Vstupy proměnné hodnoty: P_{vs} , P_{vp} , H , S_l , $k(H)_l$, $a(H)_l$, R_s

Výstup: P_{as}



Obrázek 17: Arteriální systémový blok



Obrázek 18: Blokové schéma kompartmentu pro arteriální systémový blok

5.2.7 Žilní systémový blok

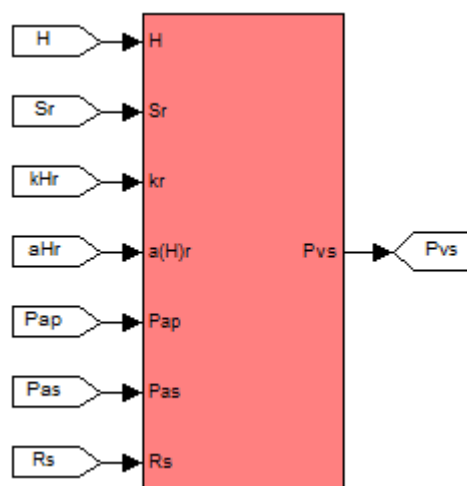
Pomocí tohoto kompartmentu vypočítáme hodnotu žilního systémového tlaku pomocí Grodingova modelu mechanických částí kardiovaskulárního systému podle rovnice 1.20:

$$\dot{P}_{vs} = \frac{1}{R_s} (P_{as} - P_{vs}) - H \frac{c_r P_{vs} a_r(H) S_r}{a_r(H) P_{ap} + k_r(H) S_r}$$

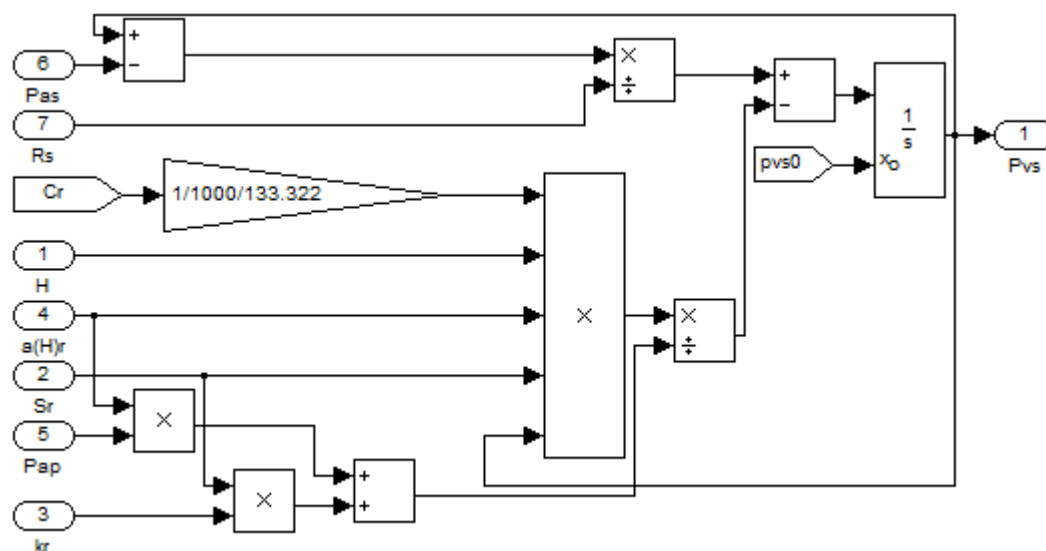
Vstupy konstantní hodnoty: C_r , c_{vs}

Vstupy proměnné hodnoty: P_{ap} , P_{vs} , H , S_r , $k(H)_r$, $a(H)_r$, R_s

Výstup: P_{vs}



Obrázek 19: Žilní systémový blok



Obrázek 20: Blokové schéma kompartmentu pro žilní systémový blok

5.2.8 Pulmonární periferní blok

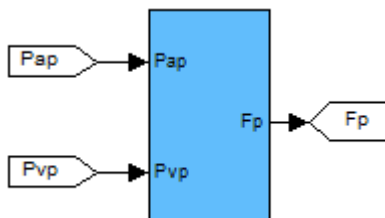
Podle rovnice 1.6 získáme hodnotu průtoku krve v plicích.

$$F_p = \frac{1}{R_p} \cdot (P_{ap} - P_{vp})$$

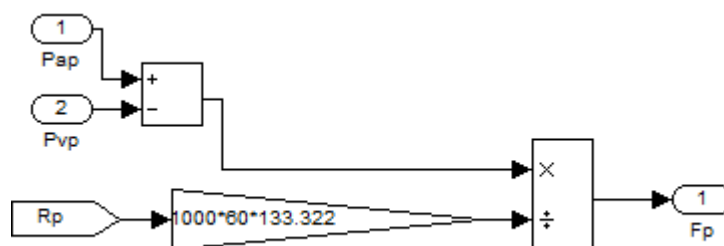
Vstupy konstantní hodnoty: R_p

Vstupy proměnné hodnoty: P_{ap} , P_{vp}

Výstup: F_p



Obrázek 21: Pulmonární periferní blok



Obrázek 22: Blokové schéma kompartmentu pro pulmonární periferní část

5.2.9 Blok pravého srdce

Tento kompartment znázorňuje funkci pravého srdce, můžeme s jeho pomocí zjistit hodnoty systolického a diastolického koncového objemu, středního objemu a srdečního výdeje pravé komory. Tento blok modelujeme podle rovnic 1.10, 1.11, 1.14, 1.15.

$$V_{str} = \frac{c \cdot a(H) \cdot P_v \cdot S}{a(H) \cdot P_a + k(H) \cdot S}$$

$$V_{diast} = c \cdot P_v + V_0 - \frac{c \cdot k(H) \cdot P_v \cdot S}{a(H) \cdot P_a + k(H) \cdot S}$$

$$V_{syst} = c \cdot P_v + V_0 - \frac{c \cdot P_v \cdot S}{a(H) \cdot P_a + k(H) \cdot S}$$

$$k(H) = e^{-(cR)^{-1}t_d(H)}$$

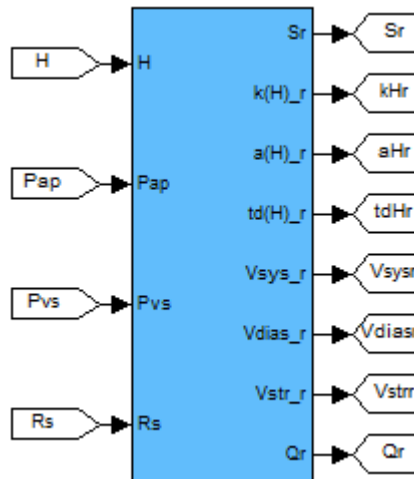
$$a(H) = 1 - k(H)$$

$$t_d = t_d(H) = \frac{1}{H^2} * \left(\frac{1}{H^2} - k \right)$$

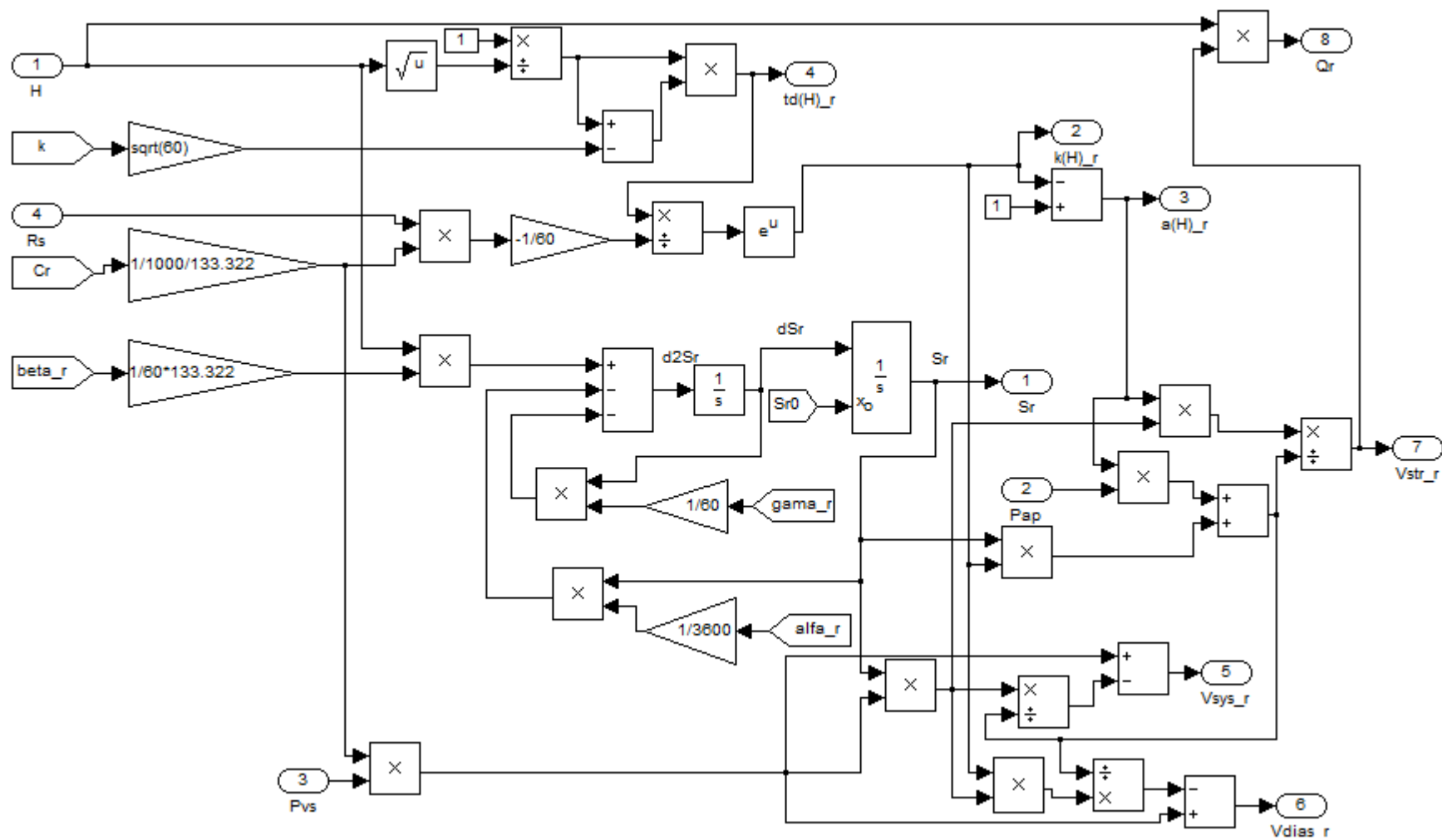
Vstupy konstantní hodnoty: k , C_r , α_r , β_r , γ_r

Vstupy proměnné hodnoty: P_{vs} , P_{ap} , H , R_s

Výstup: $td(H)_r$, $k(H)_r$, $a(H)_r$, S_r , V_{sysr} , V_{diasr} , V_{strr}



Obrázek 23: Blok pravého srdce



Obrázek 24: Blokové schéma kompartmentu pro pravé srdce

5.2.10 Žilní pulmonární blok

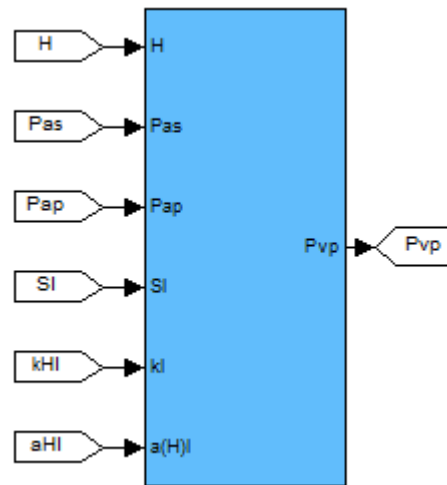
Pomocí tohoto kompartmentu vypočítáme hodnotu žilního pulmonárního tlaku pomocí Grodingova modelu mechanických částí kardiovaskulárního systému podle rovnice 1.20:

$$\dot{P}_{vp} = \frac{1}{R_p}(P_{ap} - P_{vp}) - H \frac{c_l P_{vp} a_l(H) S_l}{a_l(H) P_{as} + k_l(H) S_l}$$

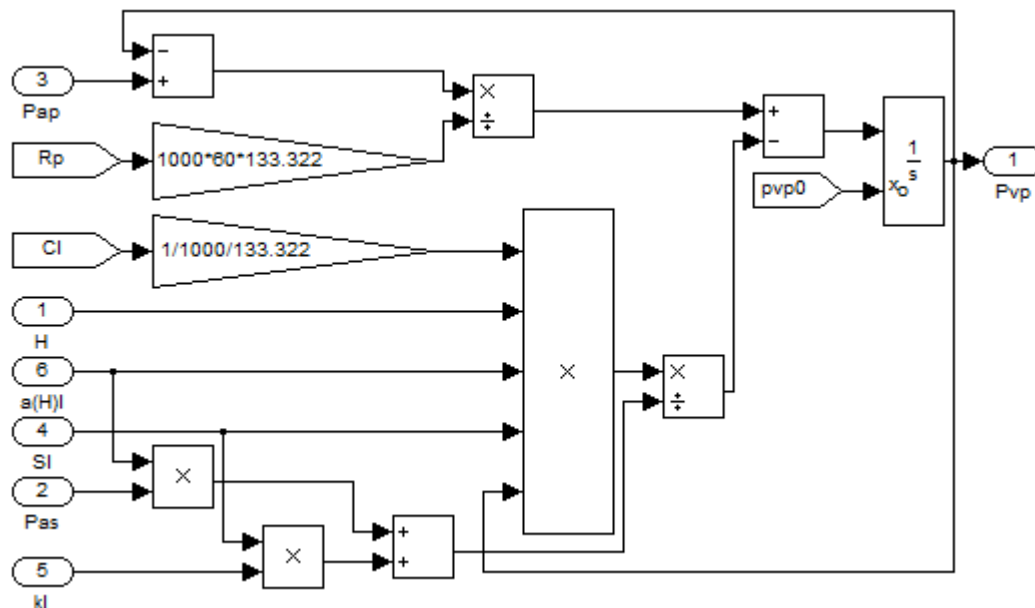
Vstupy konstantní hodnoty: R_p , C_l , c_{vp}

Vstupy proměnné hodnoty: P_{ap} , P_{as} , H , S_l , $k(H)_l$, $a(H)_l$

Výstup: P_{vp}



Obrázek 25: Žilní pulmonární blok



Obrázek 26: Blokové schéma kompartmentu pro žilní pulmonární blok

5.2.11 Arteriální pulmonární blok

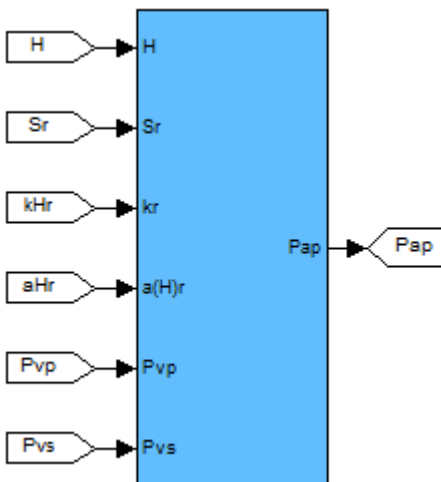
Pomocí tohoto kompartmentu vypočítáme hodnotu arteriálního pulmonárního tlaku pomocí Grodingova modelu mechanických částí kardiovaskulárního systému podle rovnice 1.20:

$$\dot{P}_{ap} = H \frac{c_r P_{vs} a_r(H) S_r}{a_r(H) P_{ap} + k_r(H) S_r} - \frac{1}{R_p} (P_{ap} - P_{vp})$$

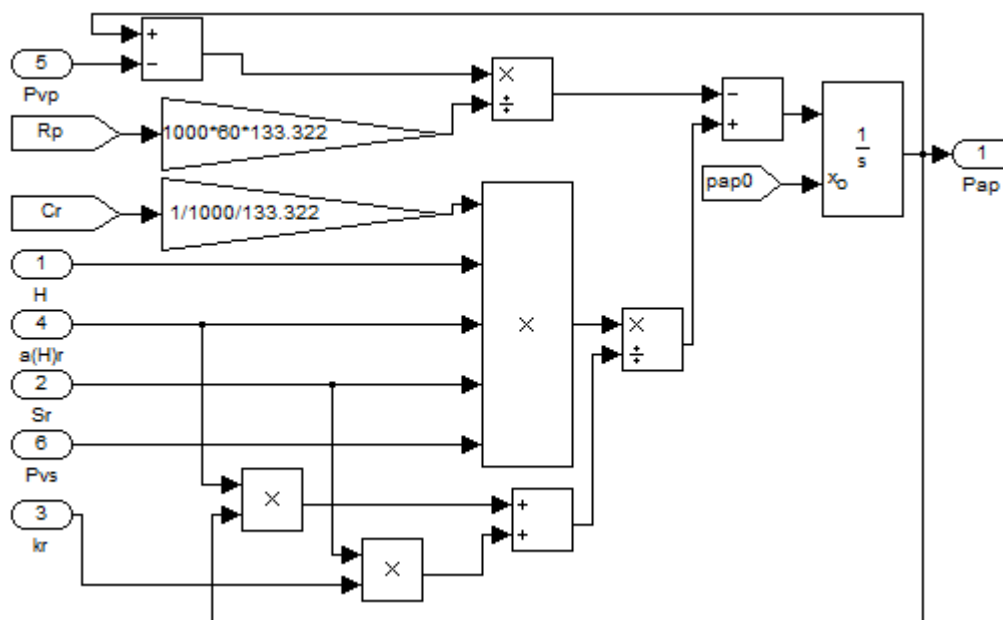
Vstupy konstantní hodnoty: R_p , C_r , c_{ap}

Vstupy proměnné hodnoty: P_{vp} , P_{vs} , H , S_r , $k(H)_r$, $a(H)_r$

Výstup: P_{ap}



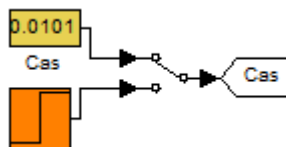
Obrázek 27: Arteriální pulmonární blok



Obrázek 28: Blokové schéma kompartmentu pro arteriální pulmonární blok

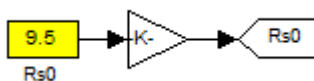
5.3 Nahrání hodnot

Parametry jsou zapsány v sekci pro nahrání hodnot (Příloha 1) a za pomoci Goto odeslány na vstupy jednotlivých bloků, kde jsou dále zpracovány. Konstantní parametry mohou být nahrazeny např. skokovou změnou (Obrázek 29, oranžový blok) pomocí poklikání na přepínač.



Obrázek 29: Příklad nahrání hodnoty pro c_{as}

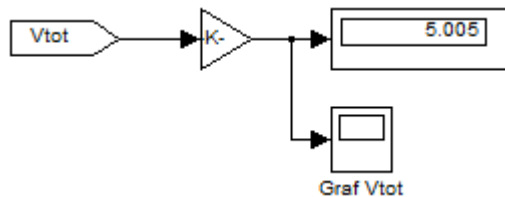
Obdobným způsobem jsou nahrány i počáteční podmínky (Příloha 2), s tím rozdílem, že jsou převedeny na základní jednotky a nelze je měnit.



Obrázek 30: Příklad nahrání počáteční hodnoty pro R_s

5.4 Výsledky

U sledovaných měření se výsledky převedou zpětně na požadované jednotky a je snímána aktuální číselná hodnota a časový průběh (Příloha 3 a Příloha 4).



Obrázek 31: Zpracování výsledků pro celkový objem krve

6 Analýza výsledků

6.1 Použité hodnoty, srovnání výsledných a očekávaných hodnot

Celkový model byl testován po dobu 2000 s, jelikož vychází z určitých počátečních hodnot a musí se prvně ustálit (asi kolem 500 s), poté je možné odečíst ustálenou hodnotu pomocí Displaye nebo grafů. Jelikož základní nastavení využívá konstantní hodnotu zátěže W , budou i výsledné hodnoty konstantní.

Z Tabulky 3 je patrné, že výsledné hodnoty odpovídají hodnotám očekávaným. Výraznější rozdíl je pouze odporu periferního systémového bloku R_s , což je způsobeno nízkou srdeční frekvencí H (pokud srdeční frekvence vzroste, dojde ke korekci odporu).

Parametr	Název	Hodnota	Jednotka
α_l	Koeficient kontraktility levé komory	31,592	$[\text{min}^{-2}]$
α_r	Koeficient kontraktility pravé komory	28,342	$[\text{min}^{-2}]$
β_l	Koeficient kontraktility levé komory	25,065	$[\text{mmHg}/\text{min}]$
β_r	Koeficient kontraktility pravé komory	1,416	$[\text{mmHg}/\text{min}]$
γ_l	Koeficient kontraktility levé komory	1,332	$[\text{min}^{-1}]$
γ_r	Koeficient kontraktility pravé komory	2,045	$[\text{min}^{-1}]$
ρ	Konstanta ve vzorci pro metabolickou rychlost	0,0011	$[\text{l}/(\text{min} \cdot \text{W})]$
A_{pesk}	Konstanta ve vzorci pro systémový odpor	254	$[(\text{mmHg} \cdot \text{min})/\text{l}]$
c_{ap}	Konstanta souladu arteriálního plicního oddílu	0,0357	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_{as}	Konstanta souladu arteriálního systémového oddílu	0,0101	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_l	Konstanta souladu relaxované levé komory	0,022	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_r	Konstanta souladu relaxované pravé komory	0,0443	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_{vp}	Konstanta souladu žilního plicního oddílu	0,1391	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
c_{vs}	Konstanta souladu žilního systémového oddílu	0,6425	$[\text{l}/\text{mmHg}]$
C_{a,O_2}	Koncentrace kyslíku v arteriální systémové krvi	0,2	
C_{v,O_2}	Koncentrace kyslíku v žilní systémové krvi	0,0001	
k	Koeficient v Bazzetově vzorci	0,0516	
K	Konstanta ve vzorci pro biochem. energ. průtok	15,959	$[\text{l}]$
M_0	Rychlost metabolismu při nulovém zatížení	0,35	$[\text{l}/\text{min}]$
R_p	Odpor v periferním pulmonárním bloku	0,32	$[(\text{mmHg} \cdot \text{min})/\text{l}]$
R_v	Pulmonární vaskulární odpor	0,5	$[(\text{mmHg} \cdot \text{min})/\text{l}]$
W	Zátěž	75	$[\text{W}]$

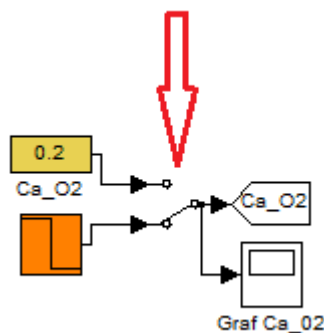
Tabulka 2: Hodnoty parametrů

Proměnná	Název	Počáteční hodnota	Předpokládaná hodnota	Výsledek	Jednotka
F_s	Systémový krevní průtok			4,161	[l/min]
H	Tepová frekvence		60 – 180	58,79	[min ⁻¹]
M_t	Rychlost metabolismu tkání			0,4325	[l/min]
P_{ap}	Krevní tlak v pulmonárních arteriích	15		14,99	[mmHg]
P_{as}	Krevní tlak v systémových arteriích	105,5	80 - 130	105,5	[mmHg]
P_{vp}	Krevní tlak v pulmonárních žilách	6		6,006	[mmHg]
P_{vs}	Krevní tlak v systémových žilách	4	1 - 20	3,998	[mmHg]
R_s	Odpor v periferním systémovém bloku	9,5	okolo 18	24,4	[(mmHg·min)/l]
S_l	Kontraktilita levé komory	61	přibližně 61	46,65	[mmHg]
S_r	Kontraktilita pravé komory	4	přibližně 4	2,937	[mmHg]
V_{diastl}	End-diastolický objem levé komory		0,102 – 0,135	0,1096	[l]
V_{diasr}	End-diastolický objem pravé komory			0,1412	[l]
V_{strl}	Střední objem levé komory			0,04848	[l]
V_{strr}	Střední objem pravé komory			0,02766	[l]
V_{sysl}	End-systolický objem levé komory		0,031 – 0,065	0,06117	[l]
V_{sysr}	End-systolický objem pravé komory			0,1135	[l]
V_{tot}	Celkový objem krve		4,5 – 5,5	5,005	[l]

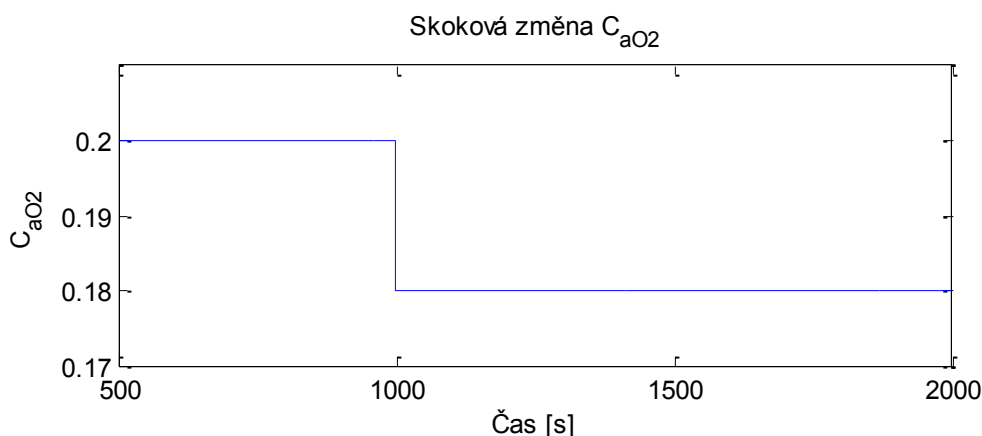
Tabulka 3: Hodnoty proměnných

6.2 Experiment 1: Změna koncentrace okysličení arteriální krve - C_{a,O_2}

V tomto experimentu sledujeme reakci kardiovaskulárního systému na snížení koncentrace okysličení arteriální krve C_{a,O_2} o 10% (z hodnoty 0,2 na 0,18). Tuto změnu provedeme v modelu pomocí přepnutí manuálního přepínače – Obrázek 32. Jedná se o skokovou změnu, která proběhne v čase $t = 1000s$ – Obrázek 33. Pro zobrazení grafů je nutné provést simulaci a poté spustit soubor Zmena_koncentrace.m nebo lze jednotlivé hodnoty odečíst z Displayů a grafů.

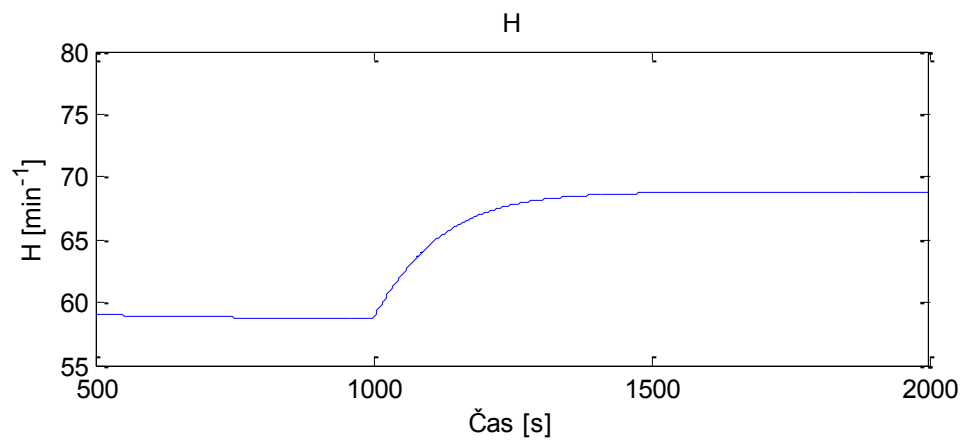


Obrázek 32: Změna nastavení koncentrace pomocí přepínače (červená šipka)

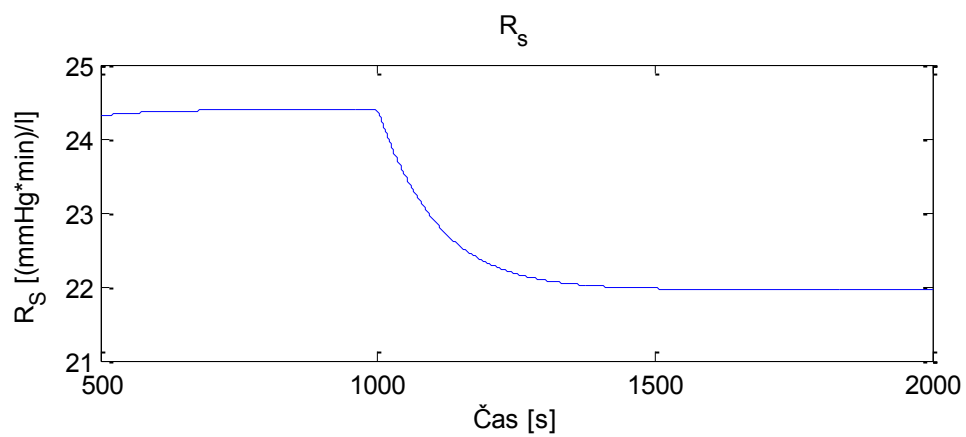


Obrázek 33: Průběh změny koncentrace v čase

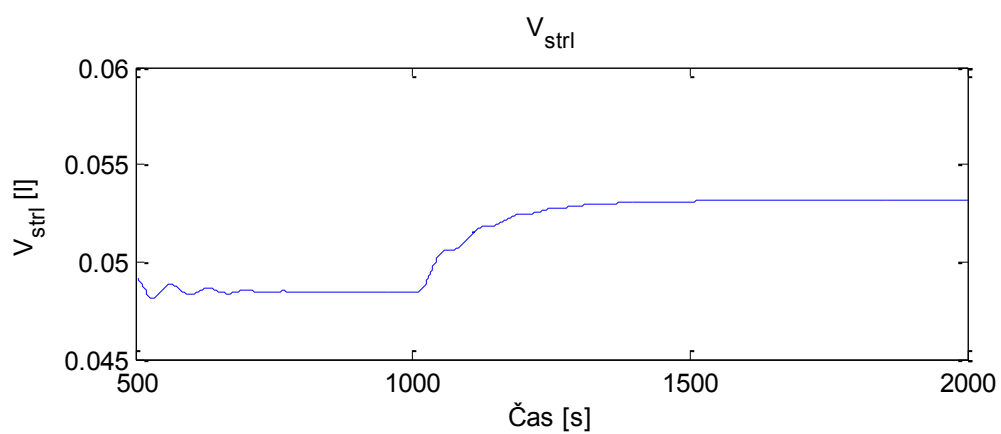
Změna koncentrace kyslíku v arteriální krvi má za následek zvýšení kontraktility obou komor a zvýšení tepové frekvence – Obrázek 34, což má za následek pokles odporu v periferním systémovém oddílu Obrázek 35. Hodnoty tlaků se nemění, jelikož je model řízen baroreceptorovou smyčkou, která udržuje tyto hodnoty konstantní právě vlivem změny hodnot tepové frekvence a kontraktility komor. Vlivem rostoucí kontraktility komor dochází ke zvýšení středního objemu (objem krve vypuzený z komory během systoly) – Obrázek 36. Celkový objem krve zůstává po celou dobu experimentu konstantní, předpokládáme, že jde o uzavřený oběh a nedochází ke ztrátám krve. Tabulka 4 slouží k porovnání hodnot před a po provedené změně.



Obrázek 34: Průběh srdeční frekvence v čase



Obrázek 35: Průběh odporu v periferním systémovém oddílu v čase



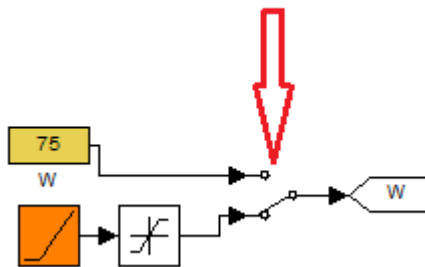
Obrázek 36: Průběh středního objemu levé komory v čase

Proměnná	Název	Normální stav	Stav po změně	Jednotka
F_s	Systémový krevní průtok	4,161	4,623	[l/min]
H	Tepová frekvence	58,79	68,81	[min ⁻¹]
M_t	Rychlost metabolismu tkání	0,4325	0,4325	[l/min]
P_{ap}	Krevní tlak v pulmonárních arteriích	14,99	14,99	[mmHg]
P_{as}	Krevní tlak v systémových arteriích	105,5	105,5	[mmHg]
P_{vp}	Krevní tlak v pulmonárních žilách	6,006	6,006	[mmHg]
P_{vs}	Krevní tlak v systémových žilách	3,998	3,998	[mmHg]
R_s	Odpor v periferním systémovém bloku	24,4	21,96	[(mmHg·min)/l]
S_l	Kontraktilita levé komory	46,65	54,59	[mmHg]
S_r	Kontraktilita pravé komory	2,937	3,438	[mmHg]
V_{diastl}	Diastolický objem levé komory	0,1096	0,1027	[l]
$V_{diast r}$	Diastolický objem pravé komory	0,1412	0,132	[l]
V_{strl}	Střední objem levé komory	0,04848	0,05316	[l]
$V_{str r}$	Střední objem pravé komory	0,02766	0,03026	[l]
V_{sysl}	Systolický objem levé komory	0,06117	0,04958	[l]
$V_{sys r}$	Systolický objem pravé komory	0,1135	0,1017	[l]
V_{tot}	Celkový objem krve	5,005	5,005	[l]

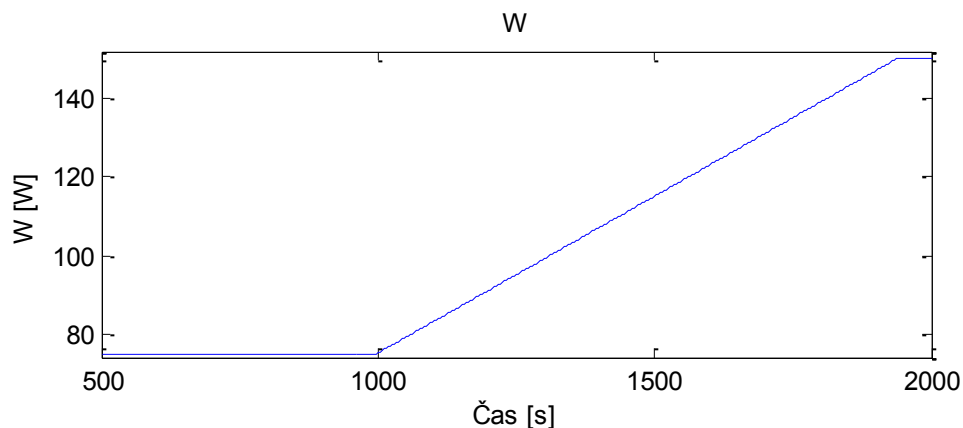
Tabulka 4: Výsledky Experimentu 1

6.3 Experiment 2: Lineární zvyšování zátěže -W

V tomto experimentu sledujeme reakci kardiovaskulárního systému při postupném zvyšování zátěže W až na dvojnásobnou hodnotu (od 75 do 150 W). Tuto změnu provedeme v modelu pomocí přepnutí manuálního přepínače – Obrázek 37. Jedná se o lineární změnu, která započne v čase $t = 1000s$ – Obrázek 38. Pro zobrazení grafů je nutné provést simulaci a poté spustit soubor `Zmena_zateze.m` nebo lze jednotlivé hodnoty odečíst z Displayů a grafů.

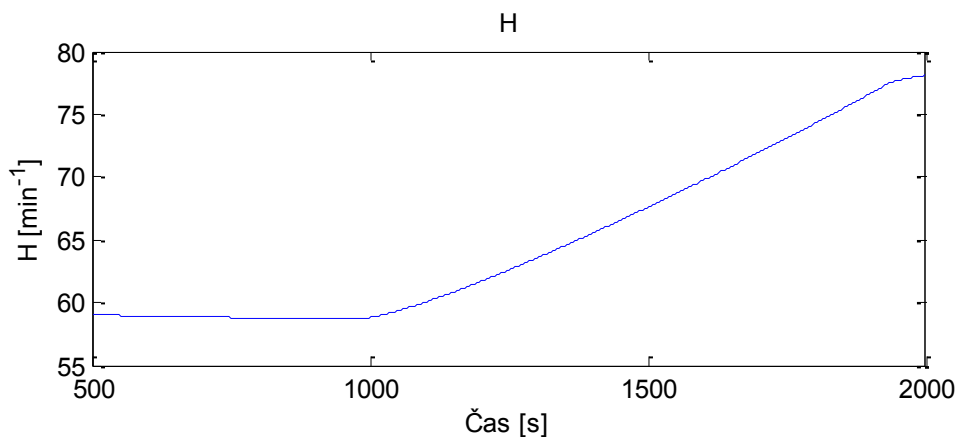


Obrázek 37: Změna nastavení zátěže pomocí přepínače (červená šipka)

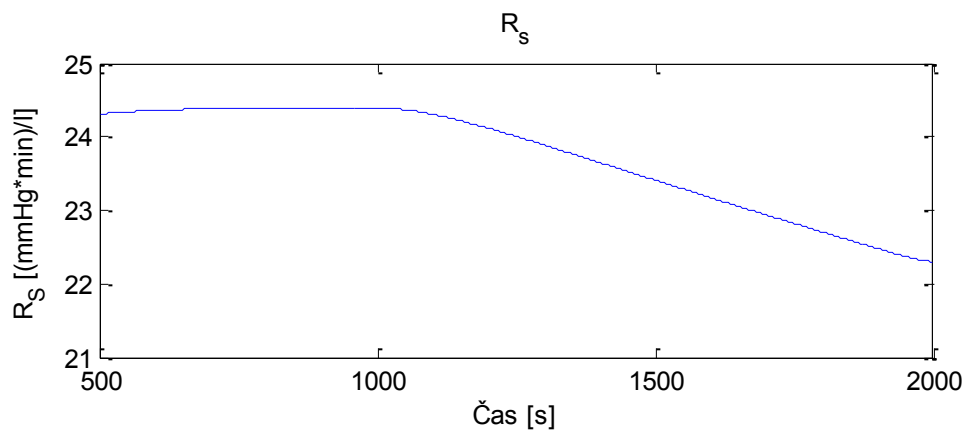


Obrázek 38: Průběh lineárního zvyšování zátěže v čase

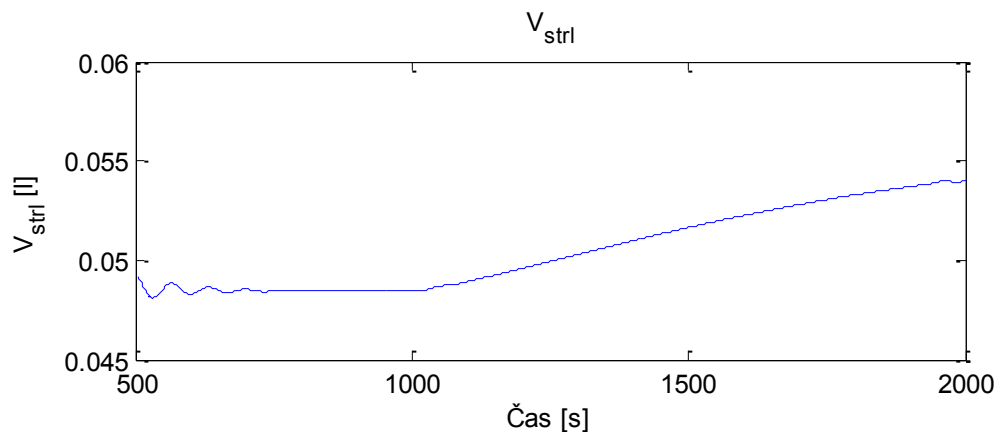
Změna zátěže má za následek zvýšení kontraktility obou komor a zvýšení tepové frekvence - Obrázek 39, což má za následek pokles odporu v periferním systémovém oddílu Obrázek 40. Hodnoty tlaků se nemění, jelikož je model řízen baroreceptorovou smyčkou, která udržuje tyto hodnoty konstantní právě vlivem změny hodnot tepové frekvence a kontraktility komor. Vlivem rostoucí kontraktility komor dochází ke zvýšení středního objemu (objem krve vypuzený z komory během systoly) – Obrázek 41. Navíc vlivem rostoucí zátěže, vzroste i rychlost metabolismu tkání. Jelikož změna zátěže probíhá lineárně po delší dobu, i ostatní průběhy jsou téměř lineární. Celkový objem krve zůstává po celou dobu experimentu konstantní, předpokládáme, že jde o uzavřený oběh a nedochází ke ztrátám krve. Tabulka 5 slouží k porovnání hodnot před a po provedené změně.



Obrázek 39: Průběh srdeční frekvence v čase



Obrázek 40: Průběh odporu v periferním systémovém oddílu v čase



Obrázek 41: Průběh středního objemu levé komory v čase

Proměnná	Název	Normální stav	Stav po změně	Jednotka
F_s	Systémový krevní průtok	4,161	4,552	[l/min]
H	Tepová frekvence	58,79	78,1	[min ⁻¹]
M_t	Rychlost metabolismu tkání	0,4325	0,515	[l/min]
P_{ap}	Krevní tlak v pulmonárních arteriích	14,99	14,99	[mmHg]
P_{as}	Krevní tlak v systémových arteriích	105,5	105,5	[mmHg]
P_{vp}	Krevní tlak v pulmonárních žilách	6,006	6,006	[mmHg]
P_{vs}	Krevní tlak v systémových žilách	3,998	3,998	[mmHg]
R_s	Odpor v periferním systémovém bloku	24,4	22,3	[(mmHg·min)/l]
S_l	Kontraktilita levé komory	46,65	61,92	[mmHg]
S_r	Kontraktilita pravé komory	2,937	3,899	[mmHg]
V_{diasl}	End-diastolický objem levé komory	0,1096	0,09197	[l]
V_{diasr}	End-diastolický objem pravé komory	0,1412	0,1186	[l]
V_{strl}	Sřední objem levé komory	0,04848	0,05398	[l]
V_{strr}	Sřední objem pravé komory	0,02766	0,03083	[l]
V_{sysl}	End-systolický objem levé komory	0,06117	0,03799	[l]
V_{sysr}	End-systolický objem pravé komory	0,1135	0,08775	[l]
V_{tot}	Celkový objem krve	5,005	5,005	[l]

Tabulka 5: Výsledky Experimentu 2

7 Závěr

V této práci jsem se zabýval problematikou kardiovaskulárního a respiračního systému, z důvodu složitosti problematiky, jsem se převážně zaměřil na modelování kardiovaskulárního systému, s využitím několika parametrů systému respiračního.

V první části jsem se zabýval nastíněním základních pojmů v oblasti modelování biologických signálů a vytváření kompartmentových modelů. Dále jsem popsal složení a funkci kardiovaskulárního systému, což bylo nutné pro správné pochopení, řešeného problému a na tomto principu je postaven i matematický model v další kapitole.

Jako praktickou část mé práce jsem vytvořil a oživil model kardiovaskulárního systému v prostředí Matlab – Simulink. Celý model je řízen baroreceptorovou smyčkou, jejíž pomocí je regulována hodnota tepové frekvence a kontraktility komor, což má za následek udržení konstantních tlaků v jednotlivých kompartmentech.

V poslední části jsem se věnoval odzkoušení modelu pomocí dvou experimentů – skokové změny koncentrace kyslíku v arteriální krvi a vlivu lineárního zvyšování zátěže. Oba simulační pokusy potvrdily, že se model kvalitativně i kvantitativně chová v souladu s očekávanými hodnotami popsány v literatuře [5]. V ustáleném stavu byly získány hodnoty (Tabulka 4 a 5) korespondující s Tabulkou 3.

Vlastním přínosem je vytvoření funkčního komplexního modelu sestávajícího z jednotlivých bloků reprezentujících kompartmenty daného systému, zejména realizace vzájemného propojení vstupů a výstupů mezi jednotlivými bloky. Bezchybná implementace tohoto spojení byla pro splnění zadání bakalářské práce zcela zásadní, neboť v modelu existuje velké množství různých vazeb, a nesprávné zapojení kterékoliv z nich by způsobilo nefunkčnost celého modelu.

Výsledky této práce mohou být dále využity pro testování a pozorování reakce kardiovaskulárního systému, např. při změně některého z parametrů. Pokračováním vývoje tohoto modelu by mohlo být přidání dalších možností regulace a parametrů, nebo rozšíření o některý z ostatních systémů.

8 Zdroje

8.1 Literatura

[1] HUMUSOFT. [online]. [cit. 7. 1. 2013]. Dostupné z WWW:
< <http://www.humusoft.cz/produkty/matlab/> >.

[2] HOLČÍK, Jiří. *Modelování a simulace biologických systémů*. 1. vyd. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2006. 133 s. ISBN 80-01-03470-4.

[3] PAZOUREK, Jaroslav. *Simulace biologických systémů*. Praha: Grada Publishing, 1992, 284 s. ISBN 80-85623-13-7.

[4] POTŮČEK, Jiří. *Metodologie modelování biologických systémů*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 2009. 191 s. ISBN 978- 80-01-04412-4.

[5] BATZEL, Jerry J., Franz KAPPEL, Daniel SCHNEDITZ a Hien T. TRAN. *Cardiovascular and Respiratory Systems: Modeling, Analysis, and Control*. Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics, c2007. xix, 274 s. ISBN 978-0-89871-617-7.

8.2 Seznam tabulek

Tabulka 1: Prokrvení a tkání v % z celkového krevního toku

Tabulka 2: Hodnoty parametrů

Tabulka 3: Hodnoty proměnných

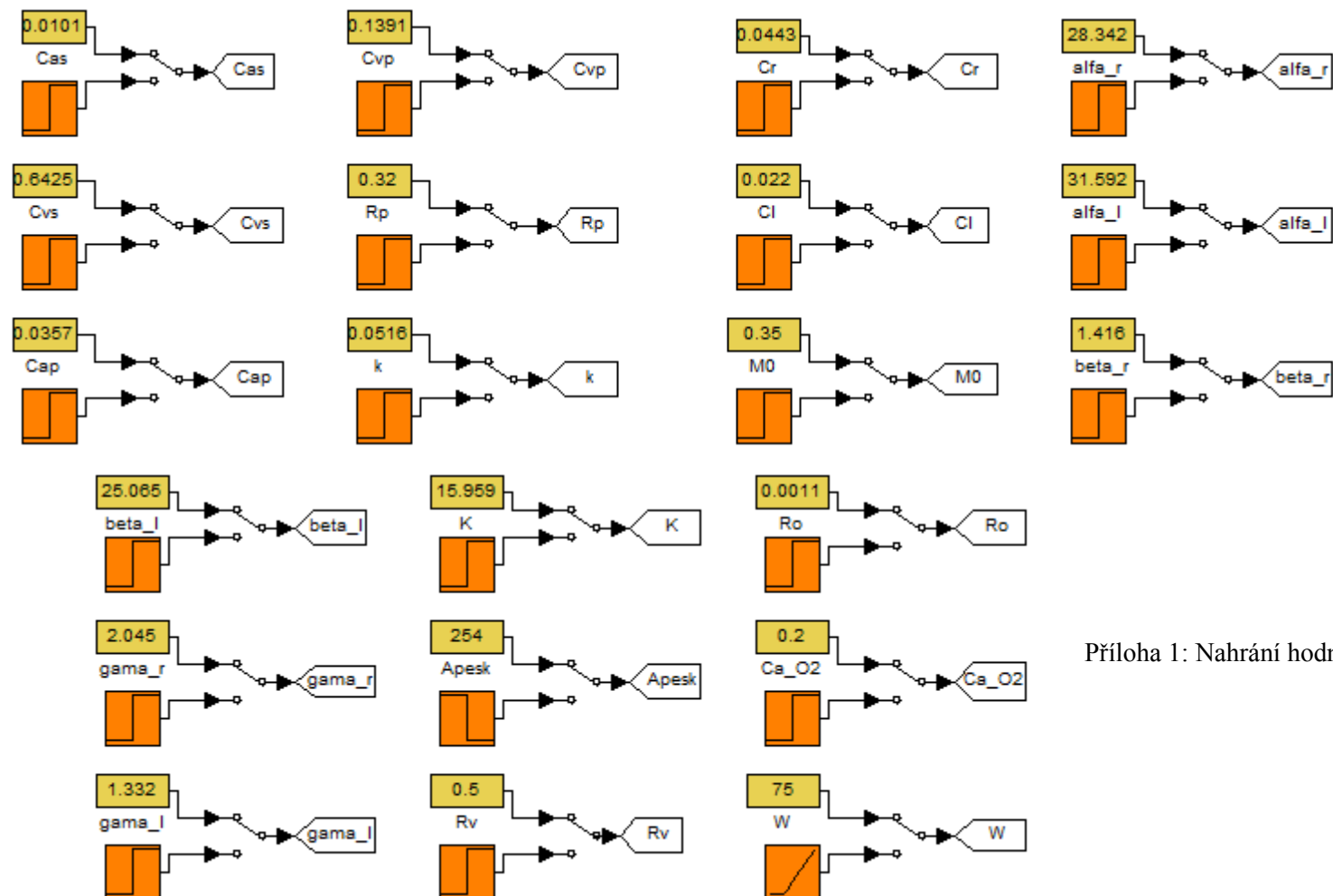
Tabulka 4: Výsledky Experimentu 1

Tabulka 5: Výsledky Experimentu 2

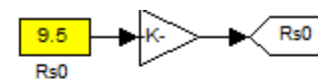
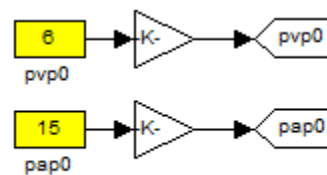
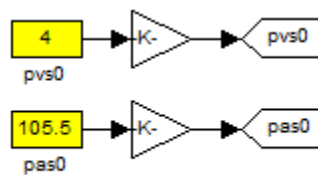
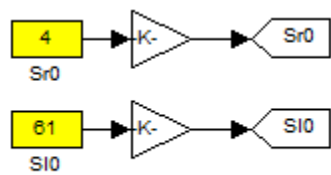
8.3 Seznam obrázků

- Obrázek 1: Schéma srdce (<http://www.wikiskripta.eu/index.php/Srdce>)[1]
Obrázek 2: Schéma krevního oběhu (http://rysava.websnadno.cz/prirodoveda_5.roc/obeh.jpg)
Obrázek 3: Časový průběh tlaku a objemu
Obrázek 4: Graf závislosti tlaku na objemu pro levou komoru
Obrázek 5: Umístění Baroreceptorů
Obrázek 6: Blokové schéma základního kardiovaskulárního modelu
Obrázek 7: Blok celkového objemu krve
Obrázek 8: Blokové schéma kompartmentu pro celkový objem krve
Obrázek 9: Blok zátěže
Obrázek 10: Blokové schéma kompartmentu pro zátěž a metabolickou kontrolu
Obrázek 11: Blok regulační smyčky baroreceptoru
Obrázek 12: Blokové schéma kompartmentu pro regulační smyčku baroreceptoru
Obrázek 13: Systémový periferní blok
Obrázek 14: Blokové schéma kompartmentu pro systémovou periferní část
Obrázek 15: Blok levého srdce
Obrázek 16: Blokové schéma kompartmentu pro levé srdce
Obrázek 17: Arteriální systémový blok
Obrázek 18: Blokové schéma kompartmentu pro arteriální systémový blok
Obrázek 19: Žilní systémový blok
Obrázek 20: Blokové schéma kompartmentu pro žilní systémový blok
Obrázek 21: Pulmonární periferní blok
Obrázek 22: Blokové schéma kompartmentu pro pulmonární periferní část
Obrázek 23: Blok pravého srdce
Obrázek 24: Blokové schéma kompartmentu pro pravé srdce
Obrázek 25: Žilní pulmonární blok
Obrázek 26: Blokové schéma kompartmentu pro žilní pulmonární blok
Obrázek 27: Arteriální pulmonární blok
Obrázek 28: Blokové schéma kompartmentu pro arteriální pulmonární blok
Obrázek 29: Příklad nahrání hodnoty pro c_{as}
Obrázek 30: Příklad nahrání počáteční hodnoty pro R_s
Obrázek 31: Zpracování výsledků pro celkový objem krve
Obrázek 32: Změna nastavení koncentrace pomocí přepínače
Obrázek 33: Průběh změny koncentrace v čase
Obrázek 34: Průběh srdeční frekvence v čase
Obrázek 35: Průběh odporu v periferním systémovém oddílu v čase
Obrázek 36: Průběh středního objemu levé komory v čase
Obrázek 37: Změna nastavení zátěže pomocí přepínače
Obrázek 38: Průběh lineárního zvyšování zátěže v čase
Obrázek 39: Průběh srdeční frekvence v čase
Obrázek 40: Průběh odporu v periferním systémovém oddílu v čase
Obrázek 41: Průběh středního objemu levé komory v čase

9 Přílohy

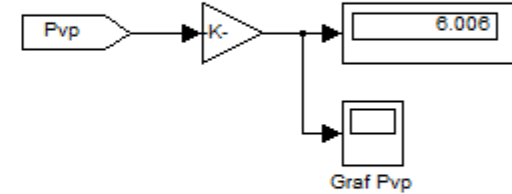
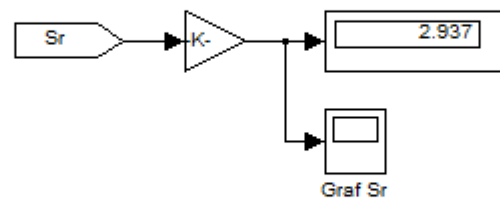
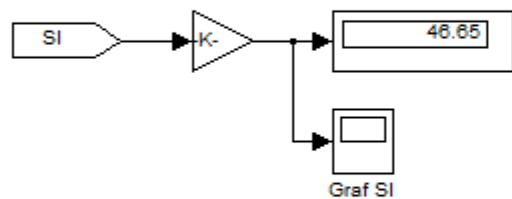
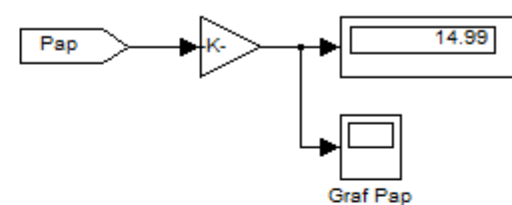
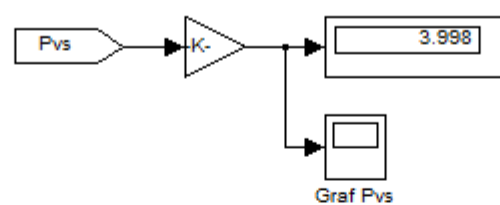
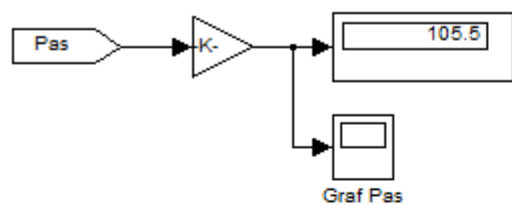


Příloha 1: Nahrání hodnot

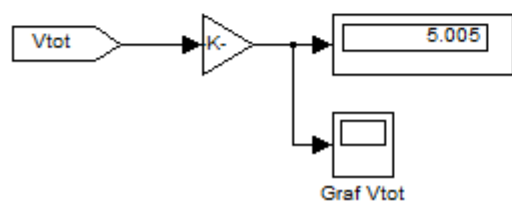


Příloha 2: Počáteční podmínky

Tlaky:



Objemy:

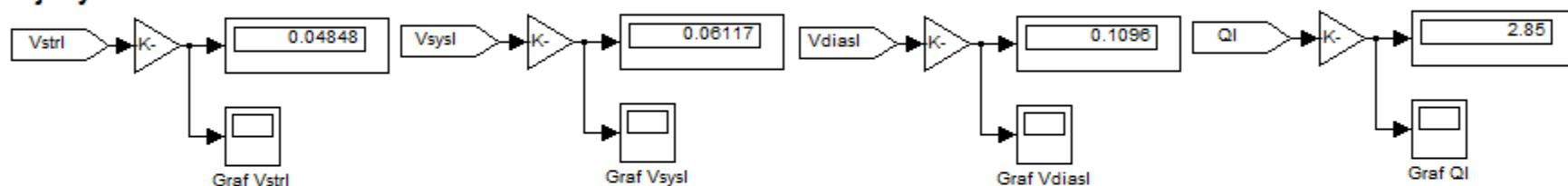


Příloha 3: Zobrazení výsledků část 1

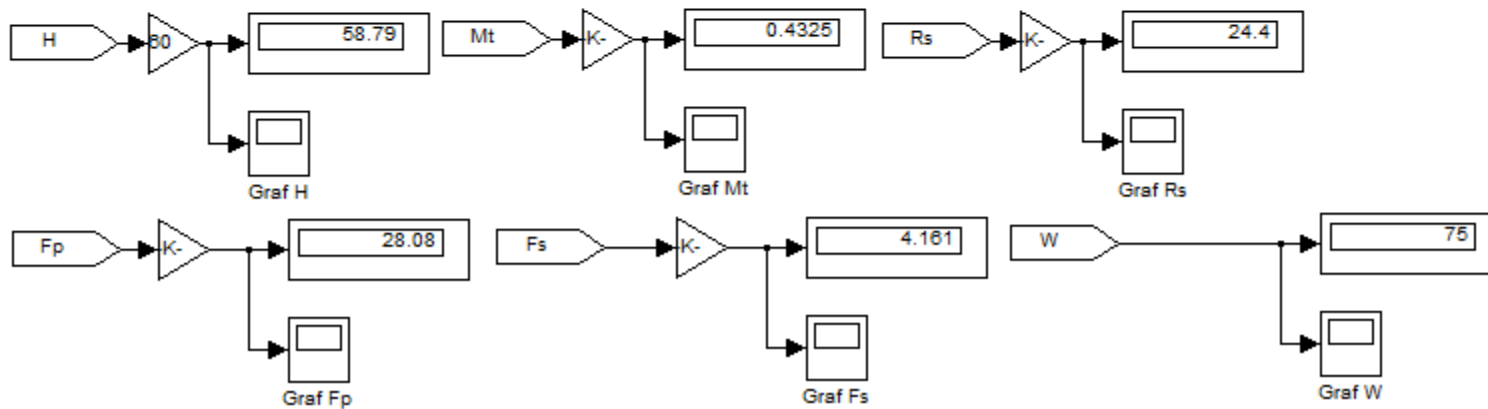
Objemy v prave komore:



Objemy v leve komore:



Ostatni:



Příloha 4: Zobrazení výsledků část 2